

FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO



MultiEMG: Avaliação da Fadiga Neuromuscular, Recorrendo a Sistemas de Eletromiografia Multicanal

Tiago Pires Lopes

DISSERTAÇÃO

Mestrado em Engenharia Biomédica

Orientador: Miguel Fernando Paiva Velhote Correia(PhD)

Co-Orientador: Filipe Almeida Viana da Conceição(PhD)

Co-Orientador: Carolina Vila-Chã(PhD)

25 de Outubro de 2016

MultiEMG: Avaliação da Fadiga Neuromuscular, Recorrendo a Sistemas de Eletromiografia Multicanal

Tiago Pires Lopes

Mestrado em Engenharia Biomédica

Resumo

Neste trabalho, é investigado o padrão de ativação muscular do ombro e das costas, em cirurgias durante cirurgias cardiotorácicas de longa duração (aproximadamente de três a cinco horas), de modo a detetar o momento em que o músculo começa a mostrar algum tipo de fadiga. Para isso, foi necessário o estudo teórico de assuntos diretamente relacionados com a problemática, tais como, toda a área envolvente ao EMG, métodos de análise de sinal, como por exemplo, Transformada de Wigner-Ville (Wigner-Ville Transform WVT), Transformada de Fourier de short-term (Short-term Fourier Transform-STFT), entre outros. São apresentados resultados para garantir a viabilidade do projeto, obtidos através da aplicação do protocolo no sinal adquirido num cirurgião, em conjunto com a análise do sinal de EMG para deteção de fadiga muscular.

Foi realizada a análise a sete cirurgias cardio-torácicas, utilizando diferentes métodos, dependendo do tipo de aquisição a ser observada (aquisição isométrica: Espectrograma e Velocidade de Condução das Fibras Musculares; aquisição dinâmica: Transformada de Wigner-Ville e Wavelets). Devido ao baixo número de elementos da amostra não foi possível realizar uma análise estatística, sendo assim feita uma análise individual para cada cirurgia.

Os resultados obtidos evidenciaram um aumento dos índices de fadiga, através de todas as metodologias; contudo, utilizando o método JASA foi possível a realização de uma análise mais detalhada. Relativamente à análise individual dos músculos, todos apresentaram um incremento de fadiga com o decorrer do tempo; no entanto, os resultados das aquisições isométricas e das dinâmicas foram distintos, levando à suposição de existência de diferentes taxas de recuperação em cada músculo.

Abstract

In this work is investigated the muscular activation pattern of the shoulder and back in surgeons during long-lasting cardiothoracic surgeries (approximately three to five hours) in order to detect the moment when the muscle starts to show some kind of fatigue. So, was necessary to do a literature review about the EMG, the methods of signal analysis, namely Wigner-Ville Transform (WVT), Short-term Fourier Transform (STFT), and others. Results obtained from the application of the protocol in the acquired signal in a surgeon are presented along with the EMG analysis to detect muscular fatigue in order to ensure the viability of the project,

An analysis was made in seven cardiothoracic surgeons using different methods depending on the kind of acquisition observed (Isometric acquisition: Spectrogram and Conduction Velocity of Muscular Fibers; Dinamic acquisition: Wigner-Ville Transform and Wavelet). Due to a lack of analysis elements was not possible to perform a statistical analysis, therefore it was made an individual analysis for each surgeon.

The results shows an increase of the fatigue indexes in all the methodologies used; however, using the JASA method was possible to do a more detailed analysis. Relatively to the individual muscle analysis, they presented an increase in the fatigue over time, however, the results of the isometric and dinamic acquisitions were different, leading to the assumption of the existence of different recovery rate in each muscle.

Agradecimentos

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer ao professor Miguel Correia Velhote, pela sua orientação e ajuda, durante o período de realização desta dissertação, possibilitando o bom desenvolvimento desta.

À professora Carolina Vila-Chã pela sua disponibilidade e dedicação, estando sempre pronta para ajudar no que pudesse.

À enfermeira Olinda pela ajuda dada, principalmente nos aspetos mais relacionados à área médica.

Aos meus familiares e amigos que sempre me motivaram e me deram suporte incondicional, pois sem eles não chegaria onde estou hoje.

Tiago Lopes

“Hard work beats talent when talent doesn’t work hard.”

Tim Notke

Conteúdo

1	Introdução	1
1.1	Enquadramento e Motivação	1
1.2	Objetivos	2
1.3	Contribuições	2
1.4	Estrutura da Dissertação	2
2	Fundamentos teóricos	5
2.1	Introdução ao EMG	5
2.1.1	História do EMG	5
2.1.2	Bioeletrogénese do EMG	8
2.2	Sistema Neuromuscular	10
2.2.1	Fadiga Muscular	13
2.3	Aquisição do Sinal EMG	15
2.4	Eléttodos	15
2.4.1	Eléttodos de Superfície	16
2.4.2	Eléttodos Intramusculares	17
2.4.3	Preparação da Pele e Colocação dos Eléttodos	18
2.5	Fatores que Influenciam o EMG	19
2.6	Métodos de Análise do Sinal EMG	21
2.6.1	Introdução	21
2.6.2	Métodos Domínio de Tempo	22
2.6.3	Métodos Domínio de Frequência	23
2.6.4	Métodos Domínio de Tempo-Frequência	23
3	Revisão Bibliográfica	29
4	Metodologia	37
4.1	Amostra	37
4.2	Material e disposição dos arrays de eletrodos	37
4.3	Método de aquisição do sinal EMG	38
4.4	Interface Gráfica	39
4.5	Metodologia de Análise dos Sinais	43
5	Resultados e Discussão	45
5.1	Aquisições Isométricas	45
5.1.1	Velocidade de condução nas fibras musculares	45
5.1.2	Espetrograma	47
5.2	Aquisições Dinâmicas	52

5.2.1	Wavelet	52
5.2.2	Transformada de Wigner-Ville	58
6	Considerações Finais	63
6.1	Conclusões e Trabalho Futuro	63
A	Resultados Aquisições Isométricas(Espectrograma)	65
A.1	Cirurgião 2	65
A.2	Cirurgião 3	66
A.3	Cirurgião 4	67
A.4	Cirurgião 5	68
A.5	Cirurgião 6	69
A.6	Cirurgião 7	70
B	Resultados Aquisições Dinâmicas(Wavelets)	73
B.1	Cirurgião 2	73
B.2	Cirurgião 3	75
B.3	Cirurgião 4	76
B.4	Cirurgião 5	78
B.5	Cirurgião 6	79
B.6	Cirurgião 7	81
B.7	Tabelas	82
C	Resultados Aquisições Dinâmicas(T.Wigner-Ville)	89
C.1	Cirurgião 2	89
C.2	Cirurgião 3	90
C.3	Cirurgião 4	90
C.4	Cirurgião 5	91
C.5	Cirurgião 6	92
C.6	Cirurgião 7	92

Lista de Figuras

2.1	Sistema de EMG DISA 122A67- Retirado:(Stalberg and Antoni, 1983)	6
2.2	Sistema de EMG Nicolet Viking- Retirado:(Stalberg and Antoni, 1983)	7
2.3	Modelo de Hodgkin-Huxley- Retirado:(Hodgkin and Huxley, 1952)	9
2.4	Esquema fisiológico da criação do potencial de ação- Retirado:(Quach, 2007)	10
2.5	Esquema do sistema neuromuscular	11
2.6	Distinção do tipo de fibras através de processo histoquímicos- Retirado:(Burke, 1981)	12
2.7	Diferentes configurações de elétrodos de superfície.(a)Eletrodo clássico, (b)Eléttrodos em disposição linear, (c) Eléttrodos em disposição matricial- Retirado:(Vila-Chã, 2011)	16
2.8	Diferentes tipos de eléttrodos intramusculares- Retirado:(Neuman, 2000)	18
3.1	Aquisição do sinal EMG durante tarefa de escrita	32
3.2	Situações típicas presentes na cirurgia urológica	34
4.1	Disposição dos arrays de eléttrodos nos músculos	37
4.2	Software OTBioLab	40
4.3	Interface gráfica inicial	41
4.4	Interface gráfica para aquisições isométricas	42
4.5	Interface gráfica para aquisições dinâmicas	43
5.1	Simulação e obtenção de velocidade de condução	46
5.2	(a) Análise usando espectrograma num sinal pré-cirurgia ;(b)Análise usando espectrograma num sinal pós-cirurgia	50
5.3	Representação esquemática do método de JASA- Adaptado:(LUTTMANN et al., 1996)	53
5.4	MF do cirurgião 1 para os músculos em estudo	54
5.5	MDF e Amplitude do cirurgião 1 para os músculos em estudo	54
5.6	Gaussianidade do cirurgião 1 para os músculos em estudo	55
5.7	(a) Análise usando Wavelet num sinal inicial da cirurgia ;(b)Análise usando Wavelet num sinal final da cirurgia	56
5.8	Frequência Média do cirurgião 1 para os músculos em estudo	59
5.9	(a) Análise usando Tranformada de Wigner-Ville num sinal inicial da cirurgia ;(b)Análise usando Tranformada de Wigner-Ville num sinal final da cirurgia	60
B.1	MF do cirurgião 2 para os músculos em estudo	73
B.2	MDF e Amplitude do cirurgião 2 para os músculos em estudo	74
B.3	Gaussianidade do cirurgião 2 para os músculos em estudo	74
B.4	MF do cirurgião 3 para os músculos em estudo	75

B.5	MDF e Amplitude do cirurgião 3 para os músculos em estudo	75
B.6	Gaussianidade do cirurgião 3 para os músculos em estudo	76
B.7	MF do cirurgião 4 para os músculos em estudo	76
B.8	MDF e Amplitude do cirurgião 4 para os músculos em estudo	77
B.9	Gaussianidade do cirurgião 4 para os músculos em estudo	77
B.10	MF do cirurgião 5 para os músculos em estudo	78
B.11	MDF e Amplitude do cirurgião 5 para os músculos em estudo	78
B.12	Gaussianidade do cirurgião 5 para os músculos em estudo	79
B.13	MF do cirurgião 6 para os músculos em estudo	79
B.14	MDF e Amplitude do cirurgião 6 para os músculos em estudo	80
B.15	Gaussianidade do cirurgião 6 para os músculos em estudo	80
B.16	MF do cirurgião 7 para os músculos em estudo	81
B.17	MDF e Amplitude do cirurgião 7 para os músculos em estudo	81
B.18	Gaussianidade do cirurgião 7 para os músculos em estudo	82
C.1	Frequência Média do cirurgião 2 para os músculos em estudo	89
C.2	Frequência Média do cirurgião 3 para os músculos em estudo	90
C.3	Frequência Média do cirurgião 4 para os músculos em estudo	91
C.4	Frequência Média do cirurgião 5 para os músculos em estudo	91
C.5	Frequência Média do cirurgião 6 para os músculos em estudo	92
C.6	Frequência Média do cirurgião 7 para os músculos em estudo	93

Lista de Tabelas

2.1	Sumário das propriedades dos diferentes tipos de UM	12
5.1	Codificação dos músculos	47
5.2	Aquisição nº1 feita para diferentes músculos no cirurgião 1	48
5.3	Aquisição nº2 feita para diferentes músculos no cirurgião 1	48
5.4	Aquisição nº3 feita para diferentes músculos no cirurgião 1	48
5.5	Aquisição nº4 feita para diferentes músculos no cirurgião 1	49
5.6	Resultados obtidos através da Transformada de Wigner-Ville para cirurgião 1	59
5.7	Resultados obtidos através da Transformada de Wavelet para cirurgião 1	62
A.1	Aquisição nº1 feita para diferentes músculos	65
A.2	Aquisição nº2 feita para diferentes músculos	65
A.3	Aquisição nº3 feita para diferentes músculos	66
A.4	Aquisição nº4 feita para diferentes músculos	66
A.5	Aquisição nº1 feita para diferentes músculos	66
A.6	Aquisição nº2 feita para diferentes músculos	66
A.7	Aquisição nº3 feita para diferentes músculos	67
A.8	Aquisição nº4 feita para diferentes músculos	67
A.9	Aquisição nº1 feita para diferentes músculos	67
A.10	Aquisição nº2 feita para diferentes músculos	67
A.11	Aquisição nº3 feita para diferentes músculos	68
A.12	Aquisição nº4 feita para diferentes músculos	68
A.13	Aquisição nº1 feita para diferentes músculos	68
A.14	Aquisição nº2 feita para diferentes músculos	68
A.15	Aquisição nº3 feita para diferentes músculos	69
A.16	Aquisição nº4 feita para diferentes músculos	69
A.17	Aquisição nº1 feita para diferentes músculos	69
A.18	Aquisição nº2 feita para diferentes músculos	69
A.19	Aquisição nº3 feita para diferentes músculos	70
A.20	Aquisição nº4 feita para diferentes músculos	70
A.21	Aquisição nº1 feita para diferentes músculos	70
A.22	Aquisição nº2 feita para diferentes músculos	70
A.23	Aquisição nº3 feita para diferentes músculos	71
A.24	Aquisição nº4 feita para diferentes músculos	71
B.1	Resultados obtidos através da Transformada de Wavelet para cirurgião 2	83
B.2	Resultados obtidos através da Transformada de Wavelet para cirurgião 3	84
B.3	Resultados obtidos através da Transformada de Wavelet para cirurgião 4	85
B.4	Resultados obtidos através da Transformada de Wavelet para cirurgião 5	86

B.5	Resultados obtidos através da Transformada de Wavelet para cirurgião 6	87
B.6	Resultados obtidos através da Transformada de Wavelet para cirurgião 7	88
C.1	Resultados obtidos através da Transformada de Wigner-Ville para cirurgião 2 . .	89
C.2	Resultados obtidos através da Transformada de Wigner-Ville para cirurgião 3 . .	90
C.3	Resultados obtidos através da Transformada de Wigner-Ville para cirurgião 4 . .	90
C.4	Resultados obtidos através da Transformada de Wigner-Ville para cirurgião 5 . .	91
C.5	Resultados obtidos através da Transformada de Wigner-Ville para cirurgião 6 . .	92
C.6	Resultados obtidos através da Transformada de Wigner-Ville para cirurgião 7 . .	92

Abreviaturas e Símbolos

CV	Conduction Velocity
CVM	Contração Voluntária Máxima
CWT	Continuous Wavelet Transform
DWT	Discrete Wavelet Transform
EMG	Eletromiografia
FMVI	Força Máxima Voluntária Isométrica
FT	Fourier Transform
MAV	Mean Absolut Value
RMS	Root Mean Square
sEMG	Eletromiografia de superfície
UM	Unidade Motora
WVT	Wigner-Ville Transform
GUI	Graphical User Interface
JASA	Joint Analysis Spectrum Amplitude
MDF	Median Frequency
MF	Mean Frequency
INEG-UP	Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial-Universidade do Porto

Capítulo 1

Introdução

1.1 Enquadramento e Motivação

Os traumatismos musculares a nível laboral são originados pelas exigências do trabalho e as capacidades físicas do trabalhador. Estes podem ser divididos em duas categorias: por impacto e por esforço excessivo ([Esteves, 2013](#)). As últimas são mais prováveis quando o trabalho se rege por longas atividades estáticas, pois exige uma contração contínua dos músculos, o que faz diminuir a resistência à fadiga ([Kroemer and Grandjean, 2005](#)). Os traumatismos por esforço excessivo também podem ser causados pela má postura do trabalhador, sendo que existem três situações principais que levam aos traumatismos:

- Trabalhos que envolvem uma postura estática durante grandes períodos de tempo;
- Trabalhos de esforço;
- Trabalhos com posturas desfavoráveis;

Estudos recentes revelam que mais de 62% da população trabalhadora na Europa está sujeita a atividades repetitivas durante longos períodos de tempo, o que provoca lesões a nível do ombro e da zona lombar ([Johansen et al., 2013](#)). Este tipo de lesões, especificamente em cirurgiões, vai contribuir para o aumento do número de licenças por doença ou reforma antecipada, já que esta classe trabalhadora se encontra durante longos períodos de tempo em posições estáticas, enquanto realiza tarefas minuciosas com as mãos e pulso ([McNee et al., 2013](#)).

Nas últimas décadas começou a ser comum a avaliação de fadiga muscular através de diversos métodos ([Cifrek et al., 2009](#)). Uma das maneiras mais simples de deteção é através da concentração de lactatos, baseados em amostras sanguíneas; contudo, com este processo, não é possível obter valores em tempo real. Para isso é possível utilizar sistemas eletromiográficos para a deteção, em tempo real, da presença de fadiga muscular através de medições da atividade mioelétrica. Contudo, para conseguir retirar informações dos sinais EMG, é necessário utilizar métodos de análises.

Atualmente, existe uma grande variedade destes métodos. Estes podem ser divididos em três categorias: domínio do tempo, frequência e tempo-frequência, sendo estes últimos os escolhidos para a análise dos sinais de EMG, devido à sua adaptabilidade a diferentes tipos de sinais. Este tipo de métodos é composto por uma variedade de metodologias, sendo necessária uma escolha acertada, para conseguir resultados mais fidedignos.

1.2 Objetivos

O principal objetivo da dissertação é a avaliação de fadiga muscular em cirurgias durante longas cirurgias cardiotorácicas, utilizando metodologias automáticas de análise de sinal EMG. Para conseguir alcançar este objetivo, foram definidos alguns pontos específicos:

1. Desenvolvimento de algoritmos de análise de sinal EMG;
2. Criação de uma interface gráfica, de modo a automatizar todo o processo;
3. Identificação da presença de fadiga muscular, através de parâmetros obtidos usando as metodologias desenvolvidas;

1.3 Contribuições

Com esta dissertação é esperado prover um melhor entendimento das propriedades da eletromiografia, revelando características que possibilitem a obtenção de índices de fadiga presente nos músculos em estudo. Apesar de existirem vários estudos utilizando sinais EMG, na área da saúde estes ainda são muito escassos, principalmente no que diz respeito a cirurgias. Assim, esta dissertação também vai proporcionar uma melhor percepção da influência de tarefas repetitivas, realizadas durante longos períodos de tempo, no desgaste muscular.

1.4 Estrutura da Dissertação

Esta dissertação é composta por 6 capítulos, este incluído.

No **capítulo 2** é apresentada uma visão geral dos temas que vão estar presentes neste projeto. Vai ser exibida uma pequena contextualização acerca do desenvolvimento da eletromiografia, a explicação de todo o processo de origem do sinal de EMG até a sua aquisição. É feita uma breve introdução acerca da fadiga muscular, indicando a relação existente entre o sinal de EMG e a fadiga, e os fatores que vão influenciar os resultados obtidos. Na última secção são expostas as várias metodologias de análise existente.

No **capítulo 3** são exibidos vários estudos realizados na área da eletromiografia, sendo esta aplicada em diversas situações laborais, tendo em especial atenção o setor da saúde.

No **capítulo 4** são descritas as diferentes metodologias utilizadas nas diversas fases do estudo. Inicialmente é exibido a metodologia de aquisição do sinal e a população em estudo. Também são

referidos os músculos analisados e todos os parâmetros que vão ser obtidos através dos métodos de análise. É mostrado o design das interfaces gráficas criadas, para facilitar a análise e comparação.

No **capítulo 5** são apresentados os resultados obtidos através das metodologias de análise propostas. É feita uma análise individual dos resultados de cada metodologia, com o objetivo de identificação de presença de fadiga.

No **capítulo 6** é exposta uma conclusão geral acerca do trabalho realizado, e feita uma proposta de trabalho futuro.

Capítulo 2

Fundamentos teóricos

2.1 Introdução ao EMG

EMG (eletromiografia) é um sinal gerado pelos músculos esqueléticos (motores que nos permitem movimentar) ([de Freitas, 2008](#)). O mecanismo destes motores é uma das obras-primas que podemos encontrar no corpo humano. Neste é incorporado um controlo central, transmissão do sinal através de fibras nervosas e de junções neuromusculares, ativação elétrica das fibras musculares organizadas em motores elementares (unidades motoras-UM), e através de uma cadeia biomecânica complexa de eventos é capaz de produzir forças que vão atuar ao nível dos tendões, permitindo a movimentação de todo o corpo. Este mecanismo também incorpora um conjunto de circuitos de feedback que transmite informação da espinal medula até ao cérebro e vice-versa, levando dados acerca dos músculos e forças que exercem nos tendões. O sinal de EMG fornece uma janela de observação do motor e do seu controlador ([Merletti and Parker, 2004](#)).

Atualmente existem três aplicações comuns para a utilização do sinal de EMG:

- Determinação do tempo de ativação dos músculos, isto é, quando a excitação do músculo começa e acaba;
- Estimativa da força produzida pelo músculo;
- Obtenção de índice de fadiga através de análise do espectro de frequência ([De Luca, 2002](#));

2.1.1 História do EMG

Desde o início do século XIX que vários cientistas começaram a dar os primeiros passos no campo da bioelectricidade. O primeiro cientista a realizar testes com o galvanómetro, demonstrando a existência de um potencial elétrico no músculo da perna de um sapo, foi Carlo Matteucci (1811-1869), neuro fisiologista e físico italiano que inventou o quimógrafo (aparelho mecânico usado para gravar alterações musculares devida as contrações), dando-lhe assim o título de pioneiro no estudo da bioelectricidade ([Matteucci, 1842](#)).

Este extraordinário cientista foi o grande influenciador de Emil du Bois-Reymond (1918-1896), fisiologista alemão considerado como o pai da electrofisiologia experimental. Em 1849,

Du Bois-Reymond forneceu a primeira evidência de existência de atividade elétrica nos músculos humanos durante contrações voluntárias. A sua experiência consistiu em colocar panos nas mãos e braços do sujeito em estudo e de seguida submergi-los, separadamente, numa solução salina e em contacto elétrico com elétrodos. Os elétrodos eram conectados a um galvanómetro. O sujeito fez múltiplas contrações voluntárias com o braço, sendo assim detetadas leituras, no aparelho. Du Bois-Reymond deduziu que a magnitude das leituras estava a ser diminuídas devido à impedância da pele, por isso, num novo teste removeu uma porção de pele ao indivíduo e aplicou de novo os elétrodos observando um aumento de amplitude enquanto ocorria uma flexão do pulso (Du Bois-Reymond, 1849).

Nos inícios do século XX alguns cientista conseguiam demonstrar e inventar instrumentos que ajudaram a desenvolver as leituras dos sinais de electromiografia, como Pratt (1917) que demonstrou que a magnitude da energia relacionada com a contração de um dado músculo resulta do recrutamento de fibras musculares; um outro caso ocorreu nos anos 20; Gasser, Newcomer e Erlanger desenvolveram um amplificador de tubo tríodo em vácuo que, como o próprio nome indica, serviu para amplificar os sinais de EMG, podendo assim estes serem exibidos. Esta descoberta deu o prémio Nobel em fisiologia em 1944 a Dr. Joseph Erlanger (Gasser and Newcomer, 1921).

Nos anos 50 uma empresa dinamarquesa, DISA A/S, introduziu no mercado o primeiro sistema analógico de EMG com três canais (DISA 13A67-fig.2.1) capaz de gravar e mostrar sinais a partir de cada canal. Cada um deles tinha um conjunto de amplificadores e filtros para processar o sinal de EMG adquirido, sendo este enviado para um tubo de raios catódicos, usado como sistema de visualização.

Com o nascimento da eletrónica digital e a invenção de dispositivos de memória foi possível obter novas características para o EMG. Os sistemas aumentaram em tamanho e em complexidade, comparado com os sistemas analógicos. Nos anos 60 foi produzido um sistema EMG (MS6-Medelec) ainda com módulos analógicos mas com a diferença que este já vinha com um design que permitia num futuro introduzir módulos digitais. Foi no ano de 1975 que apareceu o primeiro sistema EMG totalmente digital, DISA 1500 EMG. Nestes novos sistemas os sinais analógicos eram digitalizados e impressos com todas as informações relevantes para o usuário numa



Figura 2.1: Sistema de EMG DISA 122A67- Retirado:(Stalberg and Antoni, 1983)

impressora de matriz, em tempo real. Durante os anos seguintes foram desenvolvidos vários módulos para os dois sistemas acima referidos, como por exemplo um módulo para fazer análise do sinal EMG com o analisador Willison. Com a entrada da era digital muitos investigadores começaram a combinar o sistema EMG com um computador standart, o que possibilitou a utilização de ferramentas de análise de sinal mais poderosas como, por exemplo, análise das unidades motoras e de amplitude, entre outras. Contudo, com o aumento da complexidade do sistema EMG, também os custos de produção aumentaram ([Stalberg and Antoni, 1983](#)).

Para ultrapassar a desvantagem relativamente ao aumento dos custos, uma nova geração de sistemas EMG apareceu, sendo estes sistemas controlados com microprocessador. Para além de diminuir os custos, também aumentou a facilidade de uso em meios clínicos.

Com os avanços do hardware e software de computador foi possível fazer com que todo o processo de aquisição e processamento de sinal fosse realizado computacionalmente, sendo a [fig.2.2](#) um exemplo desta tecnologia. Todos os sistemas produzidos a partir de 1993 eram baseados em PC. Tipicamente estes sistemas usavam programas de processamento standart, em que era possível gerar relatórios e os dados podiam ser guardados numa rede ou num CD-ROM. Alguns sistemas disponham de bancas de trabalho onde o técnico clínico poderia escrever um relatório e arquivar dados ([Ladegaard, 2002](#)).



Figura 2.2: Sistema de EMG Nicolet Viking- Retirado:([Stalberg and Antoni, 1983](#))

Com a entrada no século XXI e com o contínuo desenvolvimento das tecnologias foi também necessário um contínuo melhoramento dos sistemas de EMG. Duas das características que necessitavam ser desenvolvidas eram a versatilidade e a mobilidade dos dispositivos. Uma das mudanças importantes nos anos mais recentes foi a substituição do protocolo de transferência de dados (RS-232), usado na geração de sistemas baseados em PC, pelo protocolo universal (Serial Bus 2.0) que fornece uma taxa troca de dados mais rápida e também ainda fornece um meio de fornecimento de energia para um dispositivo EMG móvel. A capacidade de armazenamento e de processamento também foi aumentada, sendo possível a utilização de pequenos e poderosos microprocessadores para guardar os dados adquiridos, sendo estes mais tarde transferidos para um PC, deixando de ser necessária a existência de uma banca de trabalho volumosa. Também começaram a ser introduzidas tecnologias Wireless como o Bluetooth e o Wi-Fi, o que forneceu

um aumento de mobilidade e distanciamento do PC nos dispositivos baseados em computador (Quach, 2007).

2.1.2 Bioeletrogénese do EMG

O sinal de EMG é gerado através de atividade elétrica das fibras musculares cativas durante uma contração. A fonte do sinal está localizada nas zonas de despolarização das fibras musculares, sendo que estas fontes estão separadas dos eletrodos por tecidos biológicos, que atuam como um filtro espacial passa-baixo no potencial de distribuição.

Quando uma célula alfa do neurónio motor é ativada (induzida pelo sistema central nervoso), a condução desta excitação viaja pelo axónio do neurónio motor e por neurotransmissores que são libertados nas extremidades das placas da UM (unidade motora). Um potencial de extremidades de placas é criado nas fibras musculares e inervam a UM. As fibras musculares são compostas por células musculares que estão em constante equilíbrio iónico.

A membrana semi-permeável de cada célula muscular forma uma barreira física entre os fluidos intra-celulares (normalmente carregados negativamente quando comparados com a superfície externa) e os fluidos extra-celulares (normalmente carregados positivamente quando comparados com a superfície externa), mantendo assim um equilíbrio iónico. Este equilíbrio iónico forma um potencial de repouso na membrana da fibra muscular (sarcolema), tipicamente entre -80 a 90mV. Esta diferença de potencial é mantida por um processo fisiológico que ocorre na membrana celular, denominado por bomba de iões. Esta vai regular o fluxo de iões dentro da membrana celular (Kumar and Mital, 1996).

A fibra membranar do músculo-esquelética é o centro de fenómeno bioelétrico que resulta no sinal de EMG. A membrana da célula muscular é muito mais complexa que a membrana de uma célula nervosa, pois contém várias camadas, invaginações e propriedades elétricas que diferem dessas células. As invaginações são apresentadas como um sistema tubular, em que uma rede de ramificação é radialmente orientada para as fibras. Estes túbulos formam um caminho para o fluxo de corrente radial que conduz a ação de potencial desde a membrana exterior (sarcolema) para o retículo sarcoplasmático, tendo também um papel no excitação para a contração (Mathias et al., 1977).

Para o estudo de fenómenos electromiográficos é utilizado um modelo que foi inicialmente desenvolvido por Hodgkin e Huxley em 1952; este descreve o comportamento do sistema com os seus três principais canais iónicos (potássio, sódio e cloro) através de um circuito elétrico não-linear. O ponto fundamental deste modelo é o comportamento dinâmico da corrente da permeabilidade da membrana para os três iões (Hodgkin and Huxley, 1952). Como podemos ver na figura 2.3, o percurso das condutâncias de potássio e sódio encontram-se maioritariamente do lado esquerdo, o que vai causar um fenómeno transitório na membrana; isto ocorre quando o limite do valor de voltagem da membrana é ultrapassado, sendo este fenómeno chamado de potencial de acção. Este pode ser iniciado quimicamente através da indução da alteração da condutância do sódio através de um neurotransmissor, como o acetilcolina, ou através da aplicação externa de

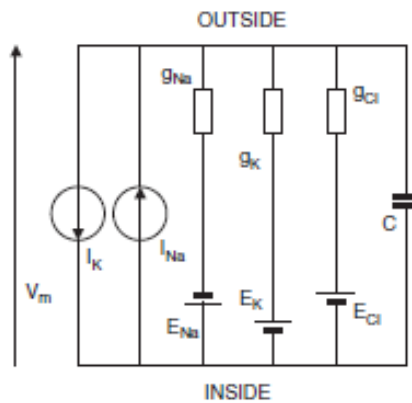


Figura 2.3: Modelo de Hodgkin-Huxley- Retirado:([Hodgkin and Huxley, 1952](#))

uma corrente elétrica (estimulação elétrica). A forma do sinal de EMG produzido é determinada pelo comportamento dos canais iônicos do sarcolema.

Como referido a fonte de toda a atividade bioelétrica extra-celular pode ser encontrada na dinâmica dos canais iônicos, sendo esta aplicada ao início, propagação e extinção de potencial de ação (componente importante para o EMG de superfície) ([Kleinpenning et al., 1990](#)). Para conseguir compreender o sinal de EMG é necessário ter conhecimento acerca da onda gerada em tempo e espaço da potencial de ação intracelular ou trans-membranar. Este é obtido através do modo como o campo de potencial é estabelecido através das densidades de corrente iônica que entram e saem do sarcolema ([Wallinga et al., 1999](#)). As correntes geradas pela despolarização produzem efeitos tais como:

- Fluindo através de áreas próximas da frente de despolarização, podem causar a extensão e propagação do potencial de ação;
- Fluindo através do volume condutor externo para as fibras musculares gera uma queda de voltagem, produzindo uma potencial de ação extra-celular;

Estas quedas de voltagem constituem a principal contribuição das fibras unitárias na produção do sinal de EMG. Estas, quando começam a inervar, alteram momentaneamente as características de difusão das membrana da fibra muscular e iões de Na^+ fluem para a membrana da célula muscular, causando a despolarização. Iões ativos bombeiam as células musculares, restaurando o equilíbrio iónico através do processo de repolarização, que dura cerca de 2 a 3 ms ([Quach, 2007](#)).

Quando um certo limite é ultrapassado pelo influxo de iões de sódio resultando na despolarização da membrana, o potencial de ação é desenvolvido e acontece uma alteração no seu valor, passando de -80mV para +30mV. Esta explosão elétrica é restaurada na fase de repolarização e é seguida de um período de hiperpolarização, como observado na figura 2.4.

O fluxo de corrente trans-membranar na frente de despolarização do potencial de ação ocorre na direção que causa a voltagem da membrana se aproxima e ultrapassa o limite para a excitação.

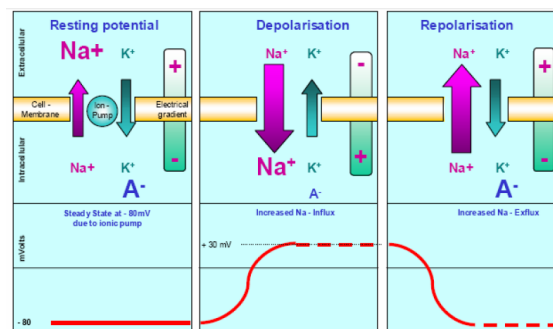


Figura 2.4: Esquema fisiológico da criação do potencial de ação- Retirado:(Quach, 2007)

Como consequência, o potencial de ação move-se para a esquerda com uma velocidade que depende do diâmetro da fibra e do seu alcance fisiológico. Esta velocidade de propagação é referida como velocidade de condução, sendo esta uma característica da membrana que varia consoante o tipo de fibra presente.

2.2 Sistema Neuromuscular

Para se conseguir entender o sinal de EMG é necessário compreender os músculos e a forma como eles geram sinais bioelétricos. Para isso é indispensável conhecer os mecanismos e fenómenos capazes de influenciar os sinais, assim como o inverso, como os sinais refletem certos mecanismos e fenómenos.

O sistema motor humano deve lidar com uma grande diversidade de exigências e restrições, tanto a nível interno como externo. Uma destas exigências é a regulação da produção de força para a realização de movimentos precisos, como locomoção, e uma infinidade de gestos.

O sistema central nervoso é organizado numa hierarquia bem definida. A programação motora encontra-se no córtex pré-motor e todas as áreas associadas. Estas áreas transmitem informações para o córtex motor principal que faz com que vários neurónios do córtex sejam excitados ou inibidos. Em retribuição o córtex principal motor tem uma grande influência nos neurónios internos e motores do tronco cerebral e da medula espinhal. Devido a existência de uma ligação entre o trato corticoespinhal e neurónios motores alfa, este vai prover um controlo cortical direto da atividade muscular.

Uma unidade motora (UM) consiste em um neurónio motor alfa na medula espinhal e a fibra muscular que ele inerva. O neurónio motor alfa é o ponto final do somatório das informações provenientes do córtex motor principal. A corrente induzida na membrana deste neurónio motor, pelas várias inervações sinápticas locais vai determinar o padrão de disparo da UM e por consequência a atividade da mesma. O número de UM pode variar entre 100, para um pequeno músculo da mão, até 1000 ou mais num grande músculo de um membro (Henneman and Mendell, 2011). Também é demonstrado que a capacidade de geração de força varia enormemente, podendo chegar a diferenças superiores a 100 vezes (Garnett et al., 1979).

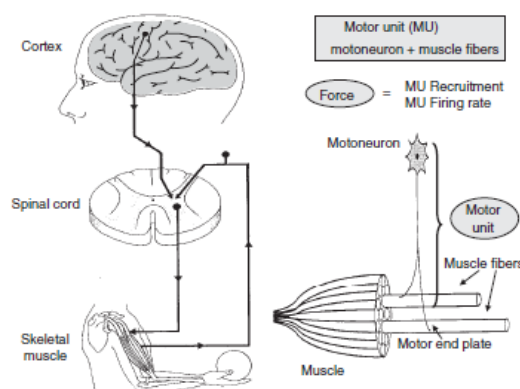


Figura 2.5: Esquema do sistema neuromuscular

As fibras musculares que são inervadas por um neurônio motor particular manifestam praticamente as mesmas características bioquímicas, histoquímicas e de contractilidade. Estudos recentes baseados em propriedades fisiológicas, como a velocidade de contração e fadiga, identificam três tipos de unidades motoras, sendo estas: (1) rápida contração muscular rapidamente fatigável (FF ou tipo IIb); (2) rápida contração muscular resistente à fadiga (FR ou tipo IIa); (3) lenta contração muscular e a mais resistente à fadiga muscular (S ou tipo I) (Burke, 1981). As unidades motoras do tipo IIb são encontradas predominantemente em músculos claros (alta concentração de enzima ATPase para produção de energia anaerobiamente, baixa capilarização, e fraca concentração de hemoglobina, mioglobina e mitocôndrias para produção de energia através de oxidação). Em contrapartida os músculos vermelhos (baixa concentração de enzima ATPase para produção de energia anaerobiamente, alta capilarização, e concentração abundante de hemoglobina, mioglobina e mitocôndrias para produção de energia através de oxidação) são compostos predominantemente por unidades motoras do tipo I.

Em humanos a classificação de unidades motoras é baseada nas suas propriedades fisiológicas; contudo, a obtenção destas características é bastante difícil. Assim, uma das técnicas adotadas para a identificação destas UM é através de critérios histoquímicos, após serem retiradas pequenas porções através de uma biopsia. Como referido anteriormente, as UM do tipo I possuem uma baixa concentração de ATPase e de succínico desidrogenase, e as unidades do tipo II mostram o inverso a nível de atividade enzimática. Através de critérios histoquímicos é possível demonstrar os tipos de UM através dos diferentes tipos de reação a partir da ATPase, após a incubação a um pH de 4,6. Como podemos ver na figura 2.6 as UM, após a reação, mostram diferentes tipos de coloração, sendo que as de tipo I se apresentam mais escuras, seguindo-se as UM do tipo IIb e por fim as IIa.

As fibras do tipo I são resistentes à fadiga muscular, como referido anteriormente, devido ao seu metabolismo altamente oxidante e à sua alta eficiência energética; isto deve-se ao fato do processo de obtenção de energia seja feito de modo aeróbio, o que produz grande quantidade de ATP (36 por cada molécula de glucose degradada). No caso das fibras de tipo II, estas vão

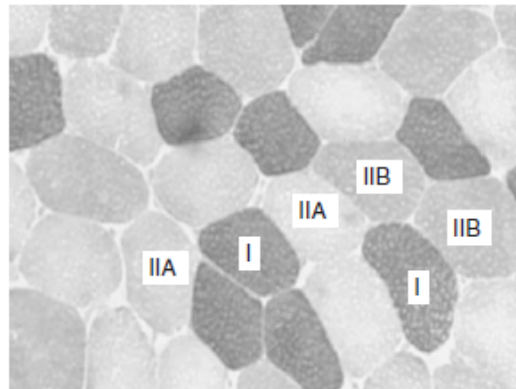


Figura 2.6: Distinção do tipo de fibras através de processo histoquímicos- Retirado:(Burke, 1981)

realizar os seus processos metabólicos em modo anaeróbio, o que resulta em menos quantidade de ATP produzida (cerca de 2 por molécula degradada), e ainda resulta na produção de ácido láctico, o que vai fazer com que ocorra uma fadiga muscular mais rápida. O ácido láctico vai ser acumulado, o que vai fazer com que os níveis de pH diminuam, o que corresponde a uma inibição de reações químicas (meiose de ATPase), provocando uma diminuição da velocidade de contração ou até o cessar da sua existência. Contudo, as diferenças entre os tipos de UM não são apenas refletidas em termos mecânicos e histológicos, mas também a nível do potencial de ação das fibras e da UM. Em comparação entre os diferentes tipos, as fibras do tipo II apresentam um potencial de repouso mais negativo, um maior pico de excursão, uma taxa mais rápida de despolarização e repolarização e uma duração mais curta do potencial de ativação. No que toca à disposição das fibras pelos músculos, estas vão ser distribuídas aleatoriamente, sendo apenas a percentagem de cada uma que difere, dependendo do tipo de músculo presente (músculos de antigravidade apresentam uma maior percentagem de fibras do tipo I enquanto que músculos para movimentos rápidos apresentam proporções similares dos dois tipos).

Tabela 2.1: Sumário das propriedades dos diferentes tipos de UM

Tipo de UM	Propriedades Histoquímicas e Metabólicas	Propriedades Mecânicas	Propriedades Elétricas	Outros
S ou tipo I	Oxidativo, não trabalha bem em condições de baixo oxigénio	Lenta contração muscular, forças pequenas, resistente à fadiga, diâmetro das fibras e tamanho de UM pequeno	Velocidade de condução baixa	Pequenos axónios recrutados durante níveis de força baixa
FR ou tipo IIa	Oxidativo, glicolítico	Rápida contração muscular, e resistente à fadiga	Velocidade de condução intermédia	Axónios intermédios recrutados durante níveis de força moderada
FF ou tipo IIb	Glicolítico, trabalha bem em condições de baixo oxigénio	Rápida contração muscular, forças grandes, facilmente fatigável, diâmetro das fibras e tamanho de UM grande	Velocidade de condução alta	Grandes axónios recrutados durante níveis de força elevada

A combinação do recrutamento de UM e de mudanças na frequência de ativação (taxa de codificação) (Kukulka and Clamann, 1981) é o que vai modular a força nas contrações voluntárias, sendo que quanto maior o número de recrutamento de UM e as suas frequências de descarga, maior será a força produzida. Durante um recrutamento total de UM a força muscular, normalmente, está compreendida entre 2 a 5 kg/cm², sendo estes valores relativamente independente da espécie, idade, género, e condição física (Ikai and Fukunaga, 1970).

2.2.1 Fadiga Muscular

A fadiga é um acontecimento experienciado na rotina do dia-a-dia. Esta de uma maneira simples é descrita como a sensação de enfraquecimento, de dores musculares ou de diminuição da performance numa atividade. No estudo da biomecânica do homem é normalmente desejável saber qual o grau de fadiga nos músculos em cada atividade realizada.

Numa abordagem mais quantitativa, a fadiga é associada a um evento, ou ao tempo correspondente a um evento, em que é impossível a continuação da realização de certa tarefa ou de alcançar o mesmo nível de força máxima inicial, numa contração voluntária. Neste tipo de definições está implícito que a fadiga ocorre apenas a partir de um evento, não existindo qualquer tipo de fadiga antes.

Por isso é necessário seguir uma outra abordagem. A abordagem de engenheiro é definida por um processo que se vai desenvolvendo ao longo do tempo, alterando características do material ou do mecanismo, sem evidenciar alterações na performance da atividade, até ao ponto de rutura. Esta abordagem pode ser adaptada ao sistema muscular, em que existem alterações fisiológicas no músculo antes de chegar ao ponto de incapacidade de realização de uma determinada atividade (manifestação mecânica de fadiga) (Basmajian and De Luca, 1985). Esta definição suporta o conceito de fadiga como uma função analógica do tempo, começando a desenvolver-se desde o início da contração muscular.

A evolução da fadiga pode ser lenta ou rápida, dependendo do esforço realizado na atividade, levando a alterações detetáveis na performance. Alguns fatores que afetam a fadiga podem ser detetados pelo sinal de EMG, que normalmente se denominam de manifestações mioelétricas da fadiga muscular.

Existem alguns fatores que vão influenciar a fadiga no sistema neuromuscular, tais como: o córtex motor, a unidade excitatória, os neurónios motores alfa, as propriedades de condução do sarcolema, a transmissão neuromuscular, entre outras. Estes podem ser divididos em categorias como:

- Fadiga central;
- Fadiga da junção neuromuscular;
- Fadiga muscular;

Estes fatores vão influenciar o sinal de EMG direta ou indiretamente, sendo estes mais aprofundados mais adiante (secção 2.5).

A fadiga em si não é uma variável física. Esta requer a utilização de índices baseados em variáveis físicas que podem ser medidas, como a força ou torque, a potência, a velocidade angular da articulação ou variáveis relacionadas com as UM, tais como a taxa de disparo e velocidade de condução. Ainda podem ser baseados em características do sinal, tal como a amplitude e a frequência. A associação entre as variáveis mecânicas e mioelétricas requer atenção especial devido aos fenómenos que afetam estes dois conjuntos. A variação das contribuições de força de músculos sinérgicos e antagonistas pode levar a que não ocorra uma variação do nível de força; contudo, a existência de oscilações nestes, leva a variações mioelétricas ocorrendo manifestações de fadiga. Este acontecimento também pode ocorrer dentro do próprio músculo, pois durante uma contração constante voluntária as UM não continuam sempre constantes pois é necessário substituir as que já não conseguem realizar as suas tarefas por novas, fazendo alterar as manifestações mecânicas ou mioelétricas da fadiga. Devido a estes acontecimentos é importante a deteção destes fenómenos para descrever e compreender o comportamento dos músculos e o sistema envolvente; contudo, é extremamente complicado isolar estes fatores (Merletti et al., 2004).

Assim, foi necessário criar alternativas para conseguir realizar estes estudos. A principal alternativa é o uso de estimulações elétricas seletivas de um ramo do nervo ou de um ponto motor do músculo. Esta alternativa tem como propósito desconectar os músculos do sistema nervoso central e ativar apenas uma porção do músculo de cada vez, com uma frequência controlada e um número de UM estável. Esta alternativa pode não ser muito útil em situações reais clínicas, contudo, com as grandes limitações que existem e o pouco conhecimento acerca deste sistema, é indispensável realizar testes com condições controladas.

Em 1912, durante uma contração isométrica constante voluntária, Piper observou que acontecia um decréscimo do EMG. Devido à natureza aleatória do EMG voluntário esta característica não pode ser avaliada no domínio do tempo, sendo assim mais fácil a utilização do domínio das frequências, utilizando características espectrais, tais como a média e a mediana das frequências e a função de potência espectral de densidade. Esta abordagem pode ser utilizada tanto em sinais quase estocásticos (produzidos em contrações voluntárias), como também em sinais determinísticos (produzidos por estimulação elétrica).

A velocidade de condução das fibras musculares, variável detetada no sinal EMG, normalmente decresce durante uma contração isométrica constante voluntária e como consequência, a função de '*cross-correlation*', entre dois sinais adquiridos de elétrodos próximos, vai deslocar-se para a direita e também se alarga. Em contrapartida o espectro de potência, é comprimido e deslocado para a esquerda (Arendt-Nielsen and Mills, 1985). Através destas observações é sugerido que as manifestações mioelétricas de fadiga muscular apareçam como sendo fenómenos multifatoriais, que envolvem diferentes processos fisiológicos que evoluem simultaneamente.

Através da utilização destes fatores, é possível chegar a um conjunto de valores denominado como índice de fadiga (descrevem os processos fisiológicos e bioquímicos relacionados com a fadiga no decorrer do tempo). Contudo, estes valores dependem das UM, do seu potencial de ação e de outros fenómenos que interferem com o sinal de EMG. Após a normalização das variáveis e com a representação gráfica destas em relação ao tempo, são comparadas as variações das variáveis

durante a contração isométrica constante voluntária (Merletti et al., 1991). Ainda que este gráfico forneça informações importantes na evolução da situação do sistema neuromuscular, é necessária uma representação mais compacta e que facilite as comparações. Assim, foi sugerido por (Merletti et al., 1991) uma proposta em que se utilizaria uma regression-free área ratio, que fornece um índice de fadiga positivo entre 0 e 1 para padrões de decréscimo e índices negativos para padrões e aumento. Este índice pode ser definido pela contração total, ou como uma variável de função de tempo. Esta proposta não apresenta qualquer vantagem para padrões lineares; contudo, para padrões curvilíneos vai diminuir a utilização de muitos coeficientes de funções de regressão.

2.3 Aquisição do Sinal EMG

O sinal EMG é obtido através de um amplificador, onde o sinal é parcialmente tratado, sofrendo uma ampliação, filtragem e conversão num sinal digital (pois o sinal captado no corpo é analógico e contínuo no tempo, sendo necessário convertê-lo para um sinal discreto definido em intervalos de tempo) (Marchetti and Duarte, 2011). O amplificador encontra-se ligado a um computador, que funciona como o sistema de aquisição.

Podem ser encontrados diferentes tipos de sistema EMG, dos quais podemos salientar os com funcionamento por telemetria ou com uso de cabos. No caso do EMG por telemetria as interferências mecânicas não interferem no funcionamento, contudo existe uma grande possibilidade de existir a captação de sinais externos que contaminam o sinal e o uso de canais de aquisição é limitado. No caso do sistema por cabos a principal desvantagem é a limitação da área, devido aos cabos. Para a conversão do sinal analógico para digital tem de se ter em atenção o valor da frequência de amostragem; se este valor for demasiado baixo, pode não conter todas as informações necessárias, por isso o valor da frequência de amostragem tem de ser no mínimo o dobro do maior valor de frequência do sinal (400 a 500Hz) (Marchetti and Duarte, 2011).

Este sinal apresenta um baixo valor de amplitude (entre 10 μV a 5 mV), sendo por isso necessária a amplificação deste para uma posterior análise, contudo é necessário ter alguns cuidados na escolha do amplificador, tais como o ganho (entre 100 a 10000), a impedância de entrada (100 M Ω para elétrodos de superfície passivos e 10 G Ω para elétrodos de superfície ativos), resposta em frequência (uso de filtro passa-baixo) e taxa de rejeição em modo comum (superior a 10000). (Bartlett, 2007).

2.4 Eléttrodos

Para a aquisição do sinal podem ser usados dois tipos de eléttrodos - de superfície e intramusculares. No caso dos intramusculares, o efeito dos tecidos vai ser relativamente baixo, devido à proximidade do eléttrodo à fonte. Por outro lado, nas aquisições com os de superfície o volume condutor vai produzir um importante efeito de filtragem passa-baixo no sinal de EMG.

2.4.1 Eléttodos de Superfície

Como referido, existem dois tipos de eléctrodos para a aquisição dos sinais de EMG. Normalmente, os eléctrodos de superfície mais utilizados são os eléctrodos de disco de platina ou de prata ou os eléctrodos de Ag-AgCl. Os eléctrodos de disco são reutilizáveis, havendo a necessidade de administrar uma porção de gel; no caso dos eléctrodos de Ag-AgCl, estes já contêm gel, contudo são de uma única utilização. Estes eléctrodos devem ser desenhados de modo a que quando a estimulação eléctrica for aplicada, este consiga entregar a estimulação, caso contrário, pode provocar uma lesão no paciente. Estes tipos de eléctrodos podem ser divididos em duas categorias: ativos e passivos. Os eléctrodos ativos têm algumas características específicas como uma alta resistência à entrada, têm incorporado amplificadores com a função de amplificar o sinal múltiplas vezes e também um conjunto de características para minimizar as alterações provocadas por movimentações ou resistências. No caso dos passivos estes não apresentam uma alta resistência à entrada, sendo necessário realizar alguns procedimentos, explicados mais à frente (Quach, 2007) (Luca, 2006).

Recentemente desenvolveram-se eléctrodos com novas configurações a nível espacial, sendo estes sob a forma linear e forma matricial. No caso da configuração linear, são apresentados entre 4 a 16 eléctrodos com uma distância inter-eléttodos de 2,5 a 10 mm. Por outro lado, a configuração matricial pode apresentar até 100 eléctrodos, com uma distância inter-eléttodos mínima (ordem dos mm). Na figura 2.7 são apresentados os diferentes tipos de eléctrodos existentes (Vila-Chã, 2011).

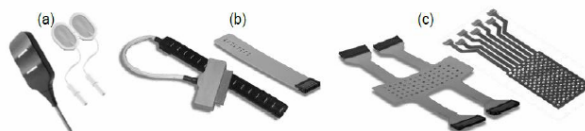


Figura 2.7: Diferentes configurações de eléctrodos de superfície.(a)Eletrodo clássico, (b)Eléttodos em disposição linear, (c) Eléttodos em disposição matricial- Retirado:(Vila-Chã, 2011)

Assim, a utilização de técnicas de eletromiografia de superfície apresentam algumas vantagens. Como o próprio nome indica, é um método não-invasivo, e de fácil uso, superficial e são mais indicados para estudos em que é necessário identificar informações acerca de comportamento, atividade do padrão temporal ou a fadiga muscular de um músculo ou de um conjunto de músculos. Atualmente, arrays de eléctrodos de superfície são capazes de mapear a propagação do potencial de ativação das UM desde a zona de inervação até às terminações do tendão; estimar com alta exatidão a velocidade de condução das fibras musculares; localizar as zonas de inervação; detetar o tamanho e orientação das fibras e, a certo grau, o recrutamento e composição. Contudo, este também apresenta algumas limitações. As fraquezas da eletromiografia de superfície estão inerentes à anatomia em estudo, aos métodos utilizados e ao procedimento usado (Cram, 1990). Uma das principais dificuldades é o aparecimento de um fenómeno em que é detetado a força de músculos envolventes do músculo em estudo (cross-talk). Quando isto acontece, aparecem problemas a nível da especificidade do sinal, pois torna-se muito complicado (praticamente impossível)

isolar os registos dos diferentes músculos no sinal. No que se refere ao estudo de músculos mais internos, a utilização deste tipo de eletromiografia vai provocar a obtenção de resultados duvidosos ou até mesmo incorretos, pois como o próprio nome indica, este, como é feito ao nível da superfície da pele vai dificultar a obtenção dos dados dos músculos mais internos. Uma outra limitação é a pouca informação acerca da disposição dos eléctrodos, provocando dificuldades quando comparando resultados obtidos em diferentes estudos, pois o resultado de um pode diferir do outro apenas pela disposição incorreta dos eléctrodos ([Basmajian and Blumenstein, 1980](#)).

2.4.2 Eléttodos Intramusculares

Um outro método de aquisição de sinal de EMG é com a utilização de eléctrodos intramusculares. O objetivo de gravação da atividade eléctrica do músculo através deste método é o estudo da fisiologia e patologias das UM. Ao nível periférico das UM, pode-se estudar os efeitos de lesões como a perda do fornecimento de nervos do músculo (denervação), a habilidade de regeneração dos nervos (reinervação), doenças que afetam as fibras musculares (tais como distrofias musculares) e também doenças que afetam as junções neuromusculares (myasthenia gravis). Ao nível central, pode-se retirar informação acerca do recrutamento e padrões de disparo das UM, sendo estes dois aspetos que fornecem informações acerca do sistema motor nervoso central e os seus distúrbios ([Trontelj et al., 2004](#)). Estes eléctrodos podem tomar a forma de eléctrodos percutâneos (em forma de agulha ou de fio), ou também eléctrodos inteiramente internos, em que é implantado um circuito eléctrico tal como um transmissor de radiotelemetria.

Como se pode observar na figura 2.8 existem diferentes tipos de eléctrodos intramusculares de agulhas e de fio. O eléctrodo básico de agulha consiste numa agulha solida, normalmente feita em aço inoxidável com uma ponta afiada. A haste da agulha é revestida por material isolador, deixando apenas a ponta exposta. É acoplado um cabo na outra extremidade da agulha, sendo esta encapsulada por um tubo de plástico que tem a função de protecção do cabo. No caso da imagem (b) temos uma agulha hipodérmica modificada, em que um cabo percorre o interior tubular da agulha até ao centro desta. O interior restante é preenchido por um material isolante, como uma resina epóxi. Quando a resina se encontra seca, a ponta da agulha é preenchida pelo seu bisel original, expondo a secção cruzada do cabo, que serve de eléctrodo ativo. Também podem ser apresentados múltiplos eléctrodos numa única agulha, como é demonstrado na figura (c). Aqui, são colocados dois fios no interior da agulha, que podem ser conectados diferencialmente, para que seja sensível a atividade eléctrica apenas nas vizinhanças da ponta do eléctrodo.

Os eléctrodos de agulha ainda se podem dividir em duas subcategorias: concéntricos e monopolares. Os concéntricos apresentam uma superfície ativa de registo na sua ponta. O potencial ativo adquirido através deste é derivado de 15 a 20 fibras musculares localizadas nas vizinhanças da ponta. No caso dos monopolares como são eléctrodos não direccionais, conseguem captar mais fibras musculares que os concéntricos (entre 20 a 30 fibras musculares) ([Neuman, 2000](#)).

Este conjunto de eléctrodos difere dos de superfície em que estes não enfrentam as limitações provocadas pela interface eletrólito-pele; em vez disso, a única interface que os influencia é a

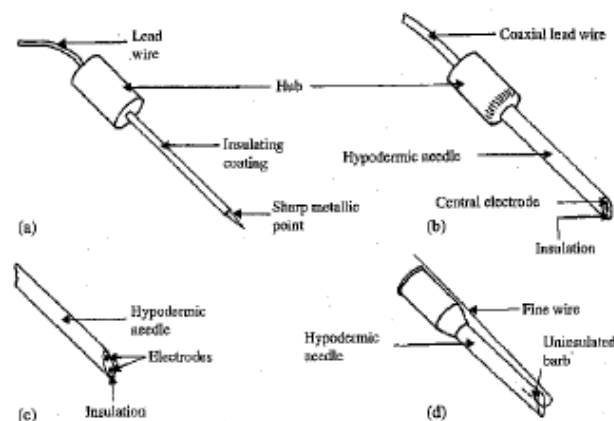


Figura 2.8: Diferentes tipos de eletrodos intramusculares- Retirado:([Neuman, 2000](#))

eletrodo-eletrolito. Contudo, devido à sua rigidez e por ser um método invasivo, torna desconfortável e por vezes dolorosa a sua utilização.

2.4.3 Preparação da Pele e Colocação dos Eletrodos

A preparação indicada da pele e a correta colocação dos eletrodos são elementos essenciais na aquisição de um sinal de EMG com qualidade. Existem dois pontos importantes para que a colocação do eletrodo seja a mais correta:

- O contacto do eletrodo deve ser estável;
- A impedância da pele deve ser minimizada;

No caso da pele, esta vai depender do tipo de atividade que vai ser monitorizado; por exemplo, se o exercício realizado é geralmente estático ou de movimentações lentas, apenas é necessária uma simples limpeza com álcool na área de interesse; se a atividade monitorizada for de movimentos mais dinâmicos (andar, correr) em que existe o risco de introdução de artefactos no sinal, é necessário uma preparação mais eficiente.

A preparação para a utilização de eletrodos de superfície, normalmente, envolve processos para remoção de pelo na área de interesse, para melhorar a adesão dos eletrodos. A limpeza de pele é definida por um conjunto de métodos sendo estes:

1. Uso de uma pasta abrasiva e condutora para remover pele morta e diminuir a impedância da pele;
2. Uso de uma lixa e álcool para raspar e limpar a superfície da pele, para evitar que algum lixo e oleosidade da mesma possam aumentar a impedância desta; ([Quach, 2007](#))

2.5 Fatores que Influenciam o EMG

Um dos aspetos mais apelativos do sinal de EMG é quando o sinal é retificado, tornando a sua amplitude relacionada qualitativamente com a quantidade de torque medida na articulação; contudo, esta relação é normalmente ilusória. Isto deve-se ao facto de que o sinal de EMG resulta de uma combinação de fatores fisiológicos, anatómicos e técnicos. A maioria destes fatores são manejáveis por métodos de deteção apropriados, porém, existem alguns que não são tão facilmente reguláveis e que causam efeitos consideráveis no sinal. Assim, para conseguir eficientemente o sinal, é necessário entender todos os fatores que o possam influenciar. Atualmente, é praticamente impossível descrever a causa-efeito para cada fenómeno que influencia o sinal de EMG, pois mesmo que fosse possível a sua caracterização, tornar-se-ia muito complicado chegar à causa-efeito, quando introduzimos também as características anisotrópicas e a falta de homogeneidade dos tecidos entre as membranas musculares e o elétrico. A sua análise ainda se tornaria mais complicada devido à singularidade das microestruturas anatómicas em cada região de interesse. Assim, para explicar os fatores que influenciam os sinais de EMG, estes foram divididos em três categorias: causativo, intermediário e determinístico ([Reaz et al., 2006](#))

Os fatores causativos têm um efeito básico no sinal. Estes ainda são divididos em duas subcategorias (intrínsecos e extrínsecos). Os factores causativos extrínsecos são os que são associados à estrutura dos eléctrodos e à sua colocação na superfície da pele. Nesta subcategoria são enquadrados fatores como:

- Configuração do elétrico (área e forma do elétrico que determina o numero de UM ativas detetadas através do número de fibras musculares existentes na vizinhança e a distância entre os eléctrodos, que determina a largura de banda do diferencial da configuração do elétrico);
- Localização do elétrico (influencia a amplitude e frequência do sinal detetado e também determina a quantidade de crosstalk que vai ser detetado pelo elétrico);
- Orientação das fibras musculares na deteção (afeta o valor de velocidade de condução do potencial de ação e como consequência a amplitude e frequência do sinal);

Os fatores causativos intrínsecos são o que envolvem características fisiológicas, anatómicas e biomecânicas do músculo. Estes, ao contrário dos extrínsecos, não podem ser controlados manualmente. Nesta são incluídos fatores como:

- Número de UM ativas num determinado tempo, durante uma contração (contribui para a amplitude detetada no sinal);
- Composição do tipo de fibra muscular (determina as alterações de pH no fluido intersticial dos músculos, durante uma contração);
- Fluxo sanguíneo no músculo (determina a taxa metabólica durante a contração);
- Diâmetro da fibra muscular (influencia a amplitude e a velocidade de condução do potencial de ação);

- Localização das fibras musculares ativas (afeta a determinação da filtragem espacial e, por consequência, influencia a amplitude e frequência do sinal);
- Quantidade de tecidos existentes entre a superfície do músculo e o eletrodo (afeta a filtragem espacial);
- Tamanho da zona de despolarização e fluxos iônicos através da membrana;

Os fatores intermediários representam fenômenos físicos e fisiológicos que são influenciados por fatores causativos e por sua vez influenciam fatores determinísticos. Nesta categoria são encontrados fatores como:

- Configurações da filtragem de banda passante do eletrodo;
- Volume detetado pelo eletrodo (determina o número e peso do potencial de ação da UM);
- Sobreposição dos potenciais de ação detetados pelo EMG (influencia a amplitude e frequência do sinal);
- Crosstalk produzida por músculos vizinhos (contamina o sinal com artefactos que podem levar a uma má interpretação do sinal);
- Velocidade de condução do potencial de ação (influencia a amplitude e a frequência do sinal);
- Efeito de filtragem espacial causado pela localização do eletrodo e as fibras musculares ativas;

Os dois últimos fatores são muito importantes, pois estes afetam drasticamente o sinal de EMG. Devido à variação da distância entre o eletrodo e as fibras ativas, existem algumas preocupações. Uma delas é devida a que existem alterações nas características da filtragem espacial, o que vai alterar a amplitude e frequência detetada pelo sinal. Outra preocupação que surge deve-se ao fato de, durante as contrações, o tamanho do músculo se alterar, o que vai fazer com que as UM que são detetadas pelo eletrodo se alterem também, visto que o eletrodo está fixado à superfície da pele. Para que isto não afete o sinal, é necessário que o movimento realizado seja isométrico (De Luca, 1997).

Os fatores determinísticos são aqueles que influenciam diretamente a informação do sinal de EMG e da força gravada. Os fatores presentes nesta categoria são:

- Número de UM ativas;
- Força de UM;
- Interação mecânica entre as fibras musculares;
- Taxa de disparo das UM;

- Número de UM detetadas;
- Amplitude, duração e tamanho do potencial de ação das UM;
- Estabilidade no recrutamento das UM;

2.6 Métodos de Análise do Sinal EMG

2.6.1 Introdução

Em muitas áreas de conhecimento o estudo de um fenómeno físico é feito através do registo de um sinal. Este tem de ser processado de modo a que se obtenham conclusões acerca do mesmo. Este processamento vai ajudar o investigador a classificar o sinal através do uso de métodos de decisão que vão requerer que o sinal seja representado por um número limitado de características, conhecidas por características discriminantes.

No estudo dos sinais é necessário dividi-los em duas classes os sinais estacionários e os não estacionários. No caso dos estacionários, muitos estudos tiveram duas abordagens para o seu processamento. Uma das maneiras é através de modelos matemáticos estatísticos, usando parâmetros assumidos para representar o sinal. O modelo é usado para calcular a probabilidade condicional de cada classe. Este, normalmente, requer métodos computacionais muito pesados e a sua taxa de sucesso depende da adaptação do modelo aos dados reais. Quando a utilização do método anterior se torna muito difícil, são utilizados descritores não-paramétricos, que vão ser utilizados na derivação de algoritmos de decisão.

Quando falamos de sinais não estacionários, a escolha do modelo correto torna-se muito complicada. Devido a esta situação foram desenvolvidas muitas abordagens baseadas em métodos de tempo, frequência e tempo-frequência. Um dos casos de sinal não estacionário é o sinal de EMG, que, como referido anteriormente, é extremamente útil para a deteção de fadiga muscular.—

Desde o início do século XX Piper ([Piper, 2013](#)) (professor de fisiologia da Universidade Real Friedrich-Wilhelms) observou alterações nas propriedades estatísticas de sinais mioelétricos durante uma contração muscular. Contudo, apenas na segunda metade do século, com o desenvolvimento das tecnologias, é que foi possível obter registos de confiança de sinais mioelétricos. A partir de 1950 foi intensificado o número de pesquisas acerca da influência da fadiga muscular nos sinais mioelétricos, sendo que as principais descobertas foram feitas por [Knowlton and Bennett \(1951\)](#) que registou o aumento da amplitude do sinal durante o processo de fadiga e [Kogi and Hakamada \(1962\)](#) observaram o deslocamento do espectro de frequências para a esquerda.

Apenas em 1970 Lindstrom propôs um modelo matemático que relaciona a velocidade de condução das fibras musculares com o espectro de potência do sinal de EMG ([Lindstrom et al., 1970](#)). Nos anos 80, diferentes cientistas dedicaram os seus esforços para definir parâmetros adequados para a quantificação precisa das manifestações elétricas de fadiga muscular e entender a fisiologia por detrás do fenómeno ([Basmajian and De Luca, 1985](#)). Contudo, devido à fraca tecnologia existente, os testes realizados eram apenas em contrações isométricas, o que não produzia grande

utilidade em ambientes clínicos e desportivos, pois nestes são utilizadas contrações dinâmicas. Assim, no final do século XX, intensificaram-se os estudos de fadiga em condições dinâmicas, utilizando métodos de processamento de tempo-frequência de modo a investigar as mudanças de frequência do sinal de EMG, descrevendo a progressão da fadiga.

2.6.2 Métodos Domínio de Tempo

2.6.2.1 Estimação de Amplitude do sEMG

A modulação da amplitude devido a esforço muscular e/ou fadiga representa a característica dominante do sinal de sEMG no domínio de tempo. Os primeiros estimadores contínuos de amplitude consistiam na retificação da onda total seguido de um filtro passa-baixo. Atualmente são utilizados dois estimadores nos sistemas digitais: valor de média absoluta (mean absolute value-MAV) e a raiz valor quadrado médio (root mean square-RMS). Estes são definidos pelas seguintes equações:

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (2.1)$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (2.2)$$

Em ambas as equações x_i , é a i -ésima amostra do sinal e N é o número de amostras no período estudado. De acordo com (Clancy et al., 2002) a amplitude de um canal singular pode ser estimado através de um conjunto de processos sequenciais:

1. Filtragem/ rejeição de ruído (limitar efeitos não desejados por outros sinais durante a medição);
2. Demodulação da amplitude (retifica o sinal);
3. Suavização(as amostras são processadas de modo a obter uma amplitude estimada, usando uma janela deslizante);
4. Relinearização;

A amplitude é um indicador que raramente é usado para deteção de fadiga muscular, sendo este utilizado em combinação com outros indicadores usados na análise espectral.

2.6.2.2 Análise de Pico

A análise de pico não é um método recente na área de análise do sinal de EMG. Um pico é qualquer deflexão para cima ou para baixo. Qualquer variação que ocorram antes ou depois dos picos identificados são considerados ruído de fundo. A análise de pico é usado para fornecer informação semelhante à análise espectral, com a vantagem de não requerer um sinal estacionário (Gabriel, 2000).

2.6.3 Métodos Domínio de Frequência

No domínio da frequência a mudança dominante no sinal de EMG durante uma contração contínua é a compressão do sinal espectral para frequências mais baixas. A obtenção destes valores de compressão pode ser obtida através de vários métodos de análise de frequência do sinal.

Estimadores Espectrais baseados em Fourier

Assumindo que o sinal de sEMG é um processo estacionário nulo no sentido amplo da média, pelo menos para contrações isométricas de força constante, durante intervalos pequenos o suficiente para excluir fadiga. Isto no sentido prático significa que a sequência de autocorrelação pode ser estimada através de amostras adquiridas num sinal de sEMG limitado:

$$\hat{r}_{mm}(k) = \frac{1}{L} \sum_{l=0}^{L-1-k} m(k+l)m(l), 0 \leq k < L \quad (2.3)$$

onde $m(k)$ é um processo único de realização e L é o número de amostras adquiridas no sinal. Este estimador influencia a sequência de autocorrelação, podendo ser utilizado para o cálculo de um outro estimador, periodograma:

$$\hat{S}_{mm}(e^{jw}) = \frac{1}{L} |M(e^{jw})|^2 \quad (2.4)$$

onde $|M(e^{jw})|^2$ representa a energia de densidade espectral de um sinal finito obtido através do uso de várias janelas, num processo estocástico. O periodograma é um estimador assintótico imparcial no espectro de potência (Cifrek et al., 2009).

2.6.4 Métodos Domínio de Tempo-Frequência

Durante contrações isométricas contínuas os sinais podem ser assumidos como estacionários durante pequenos períodos de tempo (0.5 a 2s). Contudo, para contrações dinâmicas já não se pode fazer esta assunção. O fato da medição durante esta contração ser feita do músculo que se encontra debaixo do eletrodo naquele momento complica o processo de análise consideravelmente. Generalizando, os resultados obtidos durante uma contração dinâmica devem ser processados cuidadosamente, devido à falta de informação disponível acerca do efeito relativo ao movimento da interface músculo-elétrodo. Assim, foram desenvolvidos estes métodos para ser possível realizar análises mais eficazes.

2.6.4.1 Transformadas da Classe Cohen

A classe Cohen consiste em todas as representações bilineares de tempo-frequência que são invariantes no deslocamento de tempo ou frequência. (Cohen, 1989) Esta característica é de extrema importância quando o propósito é correlacionar a representação tempo-frequência do sinal com o fenómeno físico ou fisiológico subjacente. Todas as transformadas pertencentes a esta classe são expressas da seguinte forma:

$$D(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} s(t' + \tau/2) s^*(t' - \tau/2) g(\theta, \tau) e^{-j2\pi\theta(t'-t)} e^{-j2\pi\theta} \partial\theta \partial t' \partial \tau \quad (2.5)$$

onde $D(t, f)$ é a distribuição de tempo-frequência, $s(t)$ é o sinal analítico obtido através das series das amostras do sinal, $s^*(t)$ é o complexo conjugado, t é o tempo, f é a frequência, τ é o atraso e $g(\theta, \tau)$ é referente ao kernel da transformada. As características do kernel são estritamente relacionadas com as propriedades de distribuição. A equação 2.5 leva à definição de quatro domínios diferentes: correlação temporal (t, τ) , a correlação espectral (θ, f) , a ambiguidade (θ, τ) e tempo-frequência (t, f) .

1. Transformadas de Wigner-Ville

A transformada mais popular da classe de Cohen é a Wigner-Ville. (Claasen and Meeuwen) Esta transformada pode ser derivada através da equação 2.5, igualando $g(\theta, \tau)$ a 1, ficando assim o integral da transformada reduzida a :

$$WV(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t + \tau/2) s^*(t - \tau/2) e^{-j2\pi f \tau} \partial \tau \quad (2.6)$$

Comparando a equação 2.6 com a definição de correlograma, é evidente que a função de autocorrelação é alterada pela função de autocorrelação instantânea $R(t, \tau) = s(t + \tau/2) s^*(t - \tau/2)$. Esta preserva a dependência do tempo da representação, removendo a necessidade do uso de múltiplas janelas no sinal, que é necessário quando é utilizado um método tradicional.

A transformada de Wigner-Ville contem algumas propriedades desejáveis quando aplicado a sinais determinísticos constituídos por componentes singulares, embora não muito funcional em sinais com multicomponentes. Isto deve-se à bilinearidade da transformada, que origina a presença de termos de interferência. Estes termos não são facilmente distinguidos dos originais, provocando a interpretação das distribuições obtidas de sinais com multicomponentes mais complicadas.

2. Transformadas de Choi-Williams

De modo a atenuar os termos de interferência sem que se afetassem os autotermos (termos reais) da distribuição de tempo-frequência, foi utilizado um kernel no domínio da ambiguidade. De facto, quando a função de ambiguidade é mostrada graficamente para um sinal com múltiplas componentes de frequência, é observado que os autotermos ficam localizados à volta da origem do domínio de ambiguidade, enquanto que os termos de interferência são localizados nos pontos lag. Esta transformada pertence à classe Cohen e é definida pelo kernel:

$$g_{CW}(\theta, \tau) = e^{-(2\pi\theta\tau)^2/\sigma} \quad (2.7)$$

sendo que o parâmetro σ permite o controlo de seletividade do filtro exponencial 2D. Neste domínio o kernel é multiplicado pela função de ambiguidade, obtendo a função de característica:

$$M(\theta, \tau) = g_{CW}(\theta, \tau)A(\theta, \tau) \quad (2.8)$$

onde:

$$A(\theta, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t + \tau/2)s^*(t - \tau/2)e^{-j2\pi\theta t} \partial t \quad (2.9)$$

é a função de ambiguidade de $s(t)$. Para valores pequenos de σ , o efeito da multiplicação é para manter a função de ambiguidade perto dos eixos do plano (θ, τ) enquanto atenua as componentes afastadas desse eixo. O valor de σ tem de se adaptar consoante o caso em estudo. Esta transformada contém informações importantes relativas à evolução da frequência em sinais mioelétricos durante contrações dinâmicas, sendo que para este foi determinada um valor de σ adequado ($\sigma = 1$) (Zaveri et al., 1992).

2.6.4.2 Transformada de Fourier short-time e espectrograma

Variações do espectro do sinal de sEMG como função de tempo não pode ser analisado utilizando simplesmente a Transformada de Fourier (Fourier Transform- FT), pois a informação acerca do tempo iria ser perdida. Estas transformadas também não têm a capacidade para analisar um sinal não estacionário, sendo que apenas analisa corretamente os estacionários (Cifrek et al., 2009). Para conseguir ultrapassar este problema foi necessário criar alguma técnica, usando-se assim a mesma transformada de Fourier mas apenas para pequenos segmentos do sinal. Esta abordagem também fornece informação acerca de variações do espectro como função do tempo, sendo esta denominada por transformada de Fourier de short-term (short-term Fourier Transform-STFT), definida por:

$$STFT(t, f) = \int x(u)h^*(u - t)e^{-j2\pi fu} \partial u \quad (2.10)$$

onde $x(t)$ é o sinal, t é o tempo, f a frequência e $h(t)$ a janela normalizada. A definição deste abordagem pode ser interpretada de diferentes maneiras, sendo estas duas delas:

1. Decomposição do sinal x numa base de comprimento finita do sinal obtido pelo uso de janela usando como base a FT;
2. Decomposição do sinal com o uso de janela num comprimento infinito do sinal, tendo como base a FT;

Com estas assunções a energia finita do sinal e a janela normalizada, o teorema de Parseval pode ser estendido para a STFT:

$$E_x = \int \int |STFT(t, f)|^2 \partial t \partial f \quad (2.11)$$

onde o espetrograma é definido por:

$$SP(t, f) = |STFT(t, f)|^2 \quad (2.12)$$

que representa a distribuição de energia do sinal no plano (t,f). Ainda que o uso do espetrograma esteja comprovado como útil, este ainda apresenta algumas limitações, como o caso do sinal ser estacionário pois, com o uso da janela, se esta for muito grande, vai fornecer uma resolução de alta frequência mas fraca resolução no tempo; por outro lado, se a janela for pequena vai fornecer resolução de baixa frequência mas com alta resolução no tempo. (Subasi and Kiymik, 2010) Uma das maneiras usadas para a detecção de fadiga durante atividades com contrações dinâmicas, foi através das mudanças da média de frequências do espectro de potencia, calculado através do espetrograma.

2.6.4.3 Wavelets

As Wavelets têm vindo a ganhar popularidade em alternativa ao uso do método da Transformada de Fourier. A transformada de Wavelet pode ser dividida em forma discreta e contínua. Ela transforma os sinais com uma resolução flexível tanto no domínio do tempo, como da frequência. O tempo exigido para o processamento do sinal usando transformada da Wavelet Discreta (*Discrete Wavelet Transform- DWT*) é bastante baixo. Contudo, na transformada de Wavelet Contínua (*Continuous Wavelet Transform- CWT*) apresenta uma maior consistência e um menor consumo de tempo devido à ausência de *down sampling*. O método DWT foi utilizado com sucesso na análise de sinais não estacionários, tais como o sEMG; contudo, apresenta um vetor de características com alta dimensionalidade (Chu et al., 2007).

A expressão básica do CWT é dado por:

$$\psi(a, b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2.13)$$

onde a corresponde à escala, b à localização do tempo, e $\psi(t)$ a wavelet mãe que pode ser considerada como uma função passa banda. O fator $\sqrt{|a|}$ é usado para assegurar a preservação de energia. Existem várias maneiras de discretizar os parâmetros (a,b), sendo que cada um é associado a um tipo de wavelet.

Filtragens sucessivas de passa-baixo e passa-alto no domínio discreto do tempo serve para calcular a equação de DWT, dada por:

$$x(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \sum_{l=-\infty}^{\infty} d(k, l) 2^{\frac{k}{2}} \psi(2^{-k}t - l) \quad (2.14)$$

onde k está relacionado com a do modo $a=2^k$ e b está relacionado com l do modo $b=2^k l$; e $d(k, l)$ é a amostragem de $W(a, b)$ nos pontos discretos k e l .

Os diferentes tipos de wavelets apresentam diferentes estruturas de tempo-frequência, sendo que na escolha da wavelet têm de ser considerados vários fatores. O estudo das wavelets tem

sido feito por diversos investigadores, analisando os diferentes tipos. O uso destas apresentam diversos benefícios, como, por exemplo estas não serem afetados pelo aparecimento de *cross-terms*. As wavelets mais populares são a Mexican e Morlet; contudo, para o estudo de sinais EMG, existem wavelets com melhores características, tais como as wavelets Daubechies ([Ismail and Asfour, 1998](#)). As wavelets Daubechies fornecem melhores concentrações de energia para filtros de grande comprimento em comparação com os de baixo comprimento. Assim, para a análise de sinais sEMG, é recomendado o uso de wavelets Daubechies (db2, db4, db6,db44 e db45) num nível de decomposição 4 ([Hussain and Mamun, 2012](#)).

Nesta dissertação foram utilizados diferentes tipos de metodologias dependendo do tipo de aquisição analisada. Para cada tipo de aquisição foram utilizadas duas metodologias de análise diferentes, sendo que, no caso das aquisições isométricas foram utilizadas as análises através da velocidade de condução e do espectrograma, já no caso das aquisições dinâmicas foram utilizadas metodologias de tempo-frequência devido às suas características (Transformada de Wigner-Ville e Wavelets).

Capítulo 3

Revisão Bibliográfica

A fadiga muscular é uma das principais causas de lesão muscular. Esta pode ser detetável por várias metodologias, tais como medição de lactatos, estudo de sinais eletromiográficos, entre outros. A evolução da fadiga muscular depende de vários fatores mencionados anteriormente, sendo estes detetáveis por algumas das metodologias referidas previamente.

Sendo que a fadiga provoca alterações detetáveis a nível da performance de uma certa atividade, quer desportiva, quer laboral, existem vários estudos na deteção de fadiga em diferentes atividades, sendo possível encontrar soluções para evitar lesões a nível muscular.

O EMG pode ser uma ferramenta de análise muito útil, se utilizada em condições corretas e interpretada através de princípios fisiológicos e biomecânicos. Assim, através de estudos corretos de ergonomia e das limitações da atividade realizada, esta técnica pode servir como ferramenta de avaliação de performance no trabalho. Na avaliação de tarefas podemos dividir em duas categorias: as de elevado e as de leve esforço. Quando o trabalho realizado é árduo, é normalmente melhor analisado através de medições fisiológicas, como o consumo de oxigénio, o que nos fornece uma visão geral do trabalho corporal; contudo, o EMG também pode ser usado para o mesmo propósito desde que sejam avaliados todos os músculos utilizados na tarefa; o EMG é normalmente utilizado para avaliar tarefas de leve esforço e/ou repetitivas, onde a atividade de um músculo específico é interessante. Assim, na análise Ergonómica é normalmente utilizada esta técnica quando comparado o stress produzido nos músculos associado a diferentes posições de trabalho, posturas ou atividades, sendo mais apropriada a sua utilização quando se desconfia que uma certa postura possa estar a influenciar negativamente determinado grupo muscular.(Marras, 1990)

Trabalhos repetitivos e monótonos, que representam um grande risco para desenvolver lesões músculo-esqueléticas, são caracterizados pela sua alta repetibilidade de movimentos e também pela existência de um grande número de curtos ciclos de trabalho.

Silverstein et al. (1986) realizou um estudo com 574 trabalhadores no ativo de seis diferentes empresas, que foram divididos em quatro grupos que realizariam forças diferentes em trabalhos repetitivos. Foram utilizadas filmagens e EMG para estimar a força e a repetibilidade da atividade. Através destas técnicas foi possível concluir que a exposição a tarefas muito repetitivas com ciclos inferiores a 30 segundos ou a realização dos mesmos movimentos durante tempos superiores a

50% do ciclo de trabalho, está associado ao aumento de risco de desenvolver lesões neuromusculares, neste caso a nível do pulso/mão.

Também [Jensen et al. \(1999\)](#) realizou um estudo, em que avaliou sinais de EMG retirados em seis trabalhadores industriais na secção de produção e 14 pessoas (todas elas mulheres) que trabalhavam na área de design usando computador. Estes trabalhadores foram avaliados durante a sua rotina normal, sendo o músculo em avaliação o músculo do trapézio. A avaliação teve como objetivo fazer a associação entre o padrão de ativação do músculo com o tempo de ciclo de trabalho, a frequência de movimento do braço e o tempo de repouso do mesmo. Uma outra avaliação foi, neste caso, apenas para os trabalhadores com computador, em que comparavam os sinais de EMG do trapézio do lado esquerdo e do direito, observando os níveis de ativação feito em cada lado. Os dados recolhidos foram adquiridos através de gravações de EMG e vídeo. No caso de trabalhadores industriais foi feito durante 10 min., já no caso dos trabalhadores com computador, a gravação em vídeo (5 min.) apenas é iniciada após 25 min. de gravações com o EMG. A análise destes dados foi feita através de três métodos diferentes: função de probabilidade distribuída da amplitude (quantificação dos níveis de atividade do EMG), análise dos intervalos do EMG (períodos com sinal inferior a 0.5% do EMGmax) e análise da variação de exposição (quantificação temporal, em que o sinal se encontra num certo nível de atividade). Após a análise dos dados adquiridos, [Jensen et al. \(1999\)](#) retirou algumas conclusões, tais como: no que toca à exposição de trabalho repetitivo, este deve ser alterado consideravelmente para fazer variar a carga exercida no músculo do ombro. Uma diminuição considerável de frequência de movimentos por min. (13 para 5) no caso dos trabalhadores de produção não teve muito impacto no padrão da atividade muscular, no entanto no caso dos empregados que utilizam computador, a sua diminuição (12 para 2), teve impacto no padrão da atividade muscular. Ainda que estas duas tarefas sejam diferentes em muitos aspetos, estes devem ser considerados trabalhos repetitivos sendo caracterizados por uma *guideline* apresentada por [Kilbom \(2000\)](#) que sugere que uma frequência do movimento do braço superior a 2.5 por minuto durante um trabalho repetitivo vai criar um alto risco a desenvolver lesões músculo-esqueléticas, como se pode observar no dois exemplos anteriores, pois apenas quando é reduzido para uma frequência de 2 é que se observam alterações no padrão. No que toca aos ciclos de trabalho, estes não apresentaram grandes resultados pois existe uma falta de associação entre o ciclo e a força carga exercida no músculo, sendo que para prever o risco de desenvolver lesões é preferível a utilização da frequência de movimentos. Na escolha dos métodos a função de probabilidade distribuída da amplitude não obtém resultados relevantes, quando comparado com os outros dois métodos.

[Veiersted et al. \(1990\)](#) também fez um estudo em dez trabalhadoras na área industrial na secção de empacotamento. Estas não apresentavam qualquer tipo de lesão músculo esquelética, quando realizada a aquisição dos dados obtidos via EMG (músculos do trapézio superior de ambos braços) enquanto realizavam tarefas do dia normal de trabalho. A frequência de movimentos em média foi de 4.8, sendo que trabalhadores que já tinham sentido dores prévias à aquisição tenham demonstrado um menor valor de frequência que os que nunca tinham sentido qualquer dor; em contrapartida apresentam maiores níveis de atividade muscular estática. Não foi possível corre-

relacionar o nível de atividade do trapézio com as queixas de dores musculares dos trabalhadores; contudo, foi possível afirmar que padrões de atividade muscular inconveniente podem constituir um fator de risco importante no desenvolvimento de lesões músculo-esqueléticas.

Ainda na área industrial [HANSSON et al. \(1992\)](#) realizou um estudo em que foram observadas 33 mulheres divididas em partes iguais por três grupos: trabalhadores na área da indústria com trabalhos repetitivos, diagnosticadas com lesões musculares no pescoço/ombro; trabalhadores na área da indústria com trabalhos sem qualquer tipo de lesão e grupo de controlo. Foram analisados através de aquisições eletromiográficas o trapézio e o deltóide durante um teste de resistência numa posição estática, imitando a posição em que se encontram no seu dia-a-dia durante as horas laborais. Foram retirados alguns parâmetros dos sinais adquiridos, para avaliar a existência de fadiga muscular tal como o *root mean square (RMS)* e *mean power frequency (MPF)*. O sinal mais significativo para a existência de fadiga muscular é o aumento de valores de RMS no trapézio, enquanto que no deltóide é a diminuição dos valores de MPF. O tempo de resistência durante o teste foi inferior no grupo com lesão, seguido do grupo sem lesão e por último o de controlo; contudo, as diferenças não foram muito significativas. No que toca aos parâmetros recolhidos pelo EMG não existiram diferenças significativas para serem consideradas, sendo que não foi possível encontrar uma relação entre o tempo de resistência e os parâmetros do EMG.

Um outro estudo relacionado com o uso de computador no meio laboral foi realizado por [Thorn et al. \(2007\)](#). Este estudo teve como população alvo usuários femininos, de computador, sendo que 35 casos demonstravam dores a nível do pescoço/ombro e 44 faziam parte do grupo de controlo. Foram adquiridos dados do trapézio de ambos os braços durante tarefas como escrever, editar, precisão e *colour word stress task*. Em média, foi possível utilizar para uma posterior análise 15 ficheiros do grupo de lesão e 18 do grupo de controlo em cada tarefa. Este estudo tinha como principal objetivo utilizar dados recolhidos pelo projeto '*Neuromuscular Assessment of the Elderly Worker (NEW)*' financiado pela União Europeia, para fazer comparações entre o grupo de controlo e o grupo lesão, durante certas tarefas referidas anteriormente. Foram implementadas algumas regras de inclusão no estudo, tal como ter experiência de pelo menos cinco anos a trabalhar com computadores, trabalhar pelo menos 20h semanais e durante esses cinco anos ter menos de três meses sem trabalhar, férias excluídas. Para além destes critérios para pertencer ao grupo de lesão, também era necessário ter mais de 30 queixas de dores no pescoço/ombro e menos de 3 noutra região do corpo durante o último ano. Para o grupo de controlo tinha de ser reportado menos de 8 queixas de dores no pescoço/ombro e menos de 3 noutra região do corpo durante o último ano. Para iniciar a aquisição dos dados foi necessário um período de repouso de 20s para detetar os níveis de ruído. Após o repouso foi iniciada a recolha durante quatro tarefas diferentes sendo estas as seguintes: escrever um texto *standart* seguido da sua edição (fig.3.1), tendo cada tarefa a duração de 5 min. ou a sua finalização. Outra tarefa estava relacionada com a precisão em que o sujeito teve de unir pontos de acordo com um *template* carregando em botões numa ordem correta, tendo a duração de 2 min. A última tarefa foi a identificação correta de uma cor que aparecia durante 1s no ecrã, tendo que posteriormente escolher a resposta correta. Esta tarefa tinha a duração de 5 min. Após os testes, os sujeitos realizaram três contrações máximas com o propósito de

normalização dos dados. Como referido anteriormente, nem todos os sinais foram utilizados, devido à sua fraca qualidade, sendo que a principal razão foi a existência de uma grande quantidade de interferências, impossibilitando uma correta análise desse sinal. Nesta foi utilizado método de análise: *RMS* (*Root Mean Square*). Com o uso deste método apenas foi possível observar diferentes valores, entre os grupo de controlo e lesão, na tarefa de identificação de cores, não aparecendo diferenças importantes nas restantes tarefas, significando que nesta o grupo lesão apresenta menor tempo de descanso do trapézio do que o grupo de controlo; contudo, como nas restantes tarefas isso já não aconteceu, foi impossível afirmar que o grupo de lesão tem um período de descanso inferior, aumentando o risco de lesão, como é reportado em outros estudos. Assim, o estudo apenas indica que existe um aumento de resposta motora a um stress psicológico entre os sujeitos que se queixam de dores de pescoço/ombro.



Figura 3.1: Aquisição do sinal EMG durante tarefa de escrita

Ainda relacionado com o uso de aparelhos de escrita, um outro estudo desenvolvido por [Lin et al. \(2004\)](#) demonstra a atividade muscular presente nos músculos dos dedos durante o processo de datilografia, avaliando a ocorrência e a os possíveis mecanismos de fadiga durante a mesma. Neste estudo foram observadas 30 indivíduos do sexo feminino recrutadas do *Bulletin Board System*. Todas elas utilizavam método de escrita usando os 10 dedos, sendo que nenhuma delas tenha antecedentes de dores extremas nas extremidades superiores, que durassem mais de um dia no último ano. Os sujeitos foram examinados por um fisiologista certificado para assegurar que não tinham qualquer tipo de lesão/dor músculo-esquelética antes do teste. Antes do início do teste foram colocadas numa *workstation* onde puderam ajustar os objetos para que se assemelha-se à da rotina diária. Na *workstation* foram realizados quatro testes de 5min. cada, para o sujeito se habituar, sendo que tinham direito a 1min. de descanso após dois testes consecutivos. Durante o procedimento foram avaliados os músculos extensores e flexores dos dedos através do uso de EMG, sendo que os sujeitos inicialmente tiveram de realizar três contrações máximas, com intervalos de 5min., para a normalização dos dados. Após a avaliação da contração máxima foi pedido aos sujeitos que redigissem durante 2h sem pausas superiores a 3s. Após a finalização do

teste realizaram novas avaliações das contrações máximas. Foram avaliados alguns parâmetros dos sinais eletromiográficos como a atividade eléctrica(AE), a frequência média(FM), a amplitude e a análise espectral das articulações. Na análise espectral os dados podem ser classificados em quatro categorias dependendo da AE e da FM. Caso tanto AE como FM aumentem consoante o passar do tempo vai indicar que existe um aumento da força muscular; caso ambos diminuam indica um declínio da força produzida pelo músculo. Se EA aumenta enquanto que FM diminui é um indicador de aumento de fadiga muscular, caso contrario indica uma adaptação dos músculos envolvidos. Após a análise dos dados recolhidos foi possível observar variações a nível da AE e da FM. No caso da FM existiu um diminuição de cerca de 25% durante a realização da tarefa proposta, adequando-se assim ao critério de identificação de fadiga muscular (tem de existir uma diminuição do valor de FM de pelo menos 8%) (Öberg et al., 1990). No caso da análise da AE na deteção da fadiga muscular já não foi tão linear; isto deve-se há existência de muitas discordâncias entre os valores apresentados pelos músculos, o que também aconteceu neste estudo. Assim, foi sugerido que é mais adequado o uso de FM na deteção da fadiga, sendo este um parâmetro mais fidedigno. Ainda neste estudo foi possível observar que em 80% dos sinais avaliados ocorreu o aparecimento de fadiga muscular em ambos os músculos durante a realização da tarefa, e tendo em atenção que os músculos flexores têm de manter a postura do dedo contra a gravidade durante todo a tarefa, resulta numa maior probabilidade de desenvolver fadiga nos flexores, em relação aos extensores.

Mudando de área laboral mas ainda interligado com o uso de tecnologias computadorizadas foi realizado um estudo por Balasubramanian and Adalarasu (2007) em que foram observados condutores profissionais e não-profissionais. Os grupos de estudo foram constituídos por cinco condutores de corridas profissionais e por seis estudantes sem qualquer tipo de experiência profissional a conduzir. Os músculos considerados para o estudo foram o deltóide medial, trapézio e o *splenius capitis bilaterally*. Antes do inicio do teste foi realizada uma corrida de treino durante 15min., seguido de um descanso com a mesma duração. Após a corrida teste foi pedido aos sujeitos que assumissem uma postura confortável e que a mantivessem durante todo o teste. O teste foi efetuado durante 15min. numa pista previamente escolhida, sendo recolhido sinais eletromiográficos durante todo o teste. O teste foi realizado num simulador virtual, tentando recriar todos os elementos da condução real. Para a análise dos sinais obtidos foi utilizado um método de tempo-frequência: Wavelet, sendo que a partir do uso desta foi calculado coeficientes da wavelet de quinto nível. A partir deste método foi possível observar alterações ocorridas nos padrões de atividade muscular, sendo que foram visíveis alterações nos padrões em todos os músculos á exceção do deltóide direito, durante os 15min. de condução simulada. Não foram encontradas diferenças significativas entre os dois grupos, contudo é necessário obter uma maior população para poder retirar algum tipo de conclusão. Ainda assim foi possível concluir a eficiência do método de análise Wavelet na deteção de fadiga muscular, tendo sido observável durante o teste realizado em ambos os grupos.

Também na área da medicina foram feitos alguns estudos, ainda que bastante poucos. Um deles, desenvolvido por LUTTMANN et al. (1996) em que foram alvos de teste 4 cirurgiões durante

intervenções cirúrgicas de urologia, em que foi aplicada uma endoscopia. Foram adquiridos sinais eletromiográficos do trapézio de ambos lados do corpo, do deltóide direito e do eretor esquerdo da coluna. Enquanto realizavam as atividades cirúrgicas(fig.3.2), para além de existir a aquisição dos sinais de EMG também foi adquirido sinal de código da atividade elétrica. A atividade elétrica foi obtida através da retificação e da aplicação de uma média continua aos sinais obtidos de EMG. Na realização da análise espectral o EMG foi convertido para digital seguido da aplicação do método de Transformação rápida de Fourier para converter para o domínio das frequências. Durante a realização das cirurgias, um aumento da atividade elétrica foi detetada, assim como uma deslocação do espectro para frequências mais baixas, foram observadas em pelo menos um dos músculos estudados. Esta informação indica que existe um aparecimento/desenvolvimento da fadiga muscular durante o procedimento cirúrgico. Para confirmar estas descobertas foi aplicado um método mais recente para a análise do espectro e da amplitude em conjunto (*JASA-Joint Analysis of EMG Spectrum and Amplitude*), que permite a distinção entre fadiga e mudanças relacionadas com a força muscular exercida. Assim, após a aplicação do método, foi possível confirmar que em 11 de 14 cirurgias existia um desenvolvimento da fadiga muscular no trapézio direito, sendo este um dos principais músculos a ser utilizado durante estas intervenções. Também foi analisado o tempo de resistência muscular e comparado com o tempo total da cirurgia, e como ambos têm a mesma ordem de magnitude, foi possível concluir que na parte final da operação o sujeito tem de realizar tarefas já com os músculos fatigados.

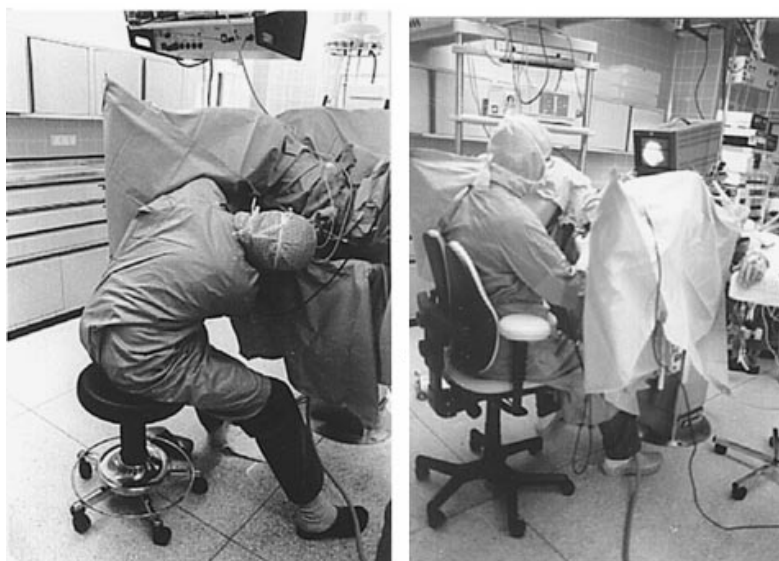


Figura 3.2: Situações típicas presentes na cirurgia urológica

Ainda na área da endoscopia foi realizado um estudo durante uma laparoscopia ([Emam et al., 2001](#)). Foi pedido a 10 cirurgiões que realizassem uma sutura endoscópica durante uma enterostomia suína, com a utilização de três pegas diferentes (*conventional finger loop, rocker, and ball handle prototype*). Durante o processo cirúrgico foi avaliado o conforto e manobrabilidade do sujeito por via comunicativa, e simultaneamente foi feita uma análise de movimento e adquiridos

sinais eletromiográficos, para avaliar a força exercida pelo músculo e a fadiga muscular, sendo que estes dados foram retirados de diferentes músculos do braço dominante. Foi observado um aumento significativo da fadiga muscular, especialmente no flexor e no deltóide, em apenas um dos instrumentos utilizados (*finger loop*), sendo que nos restantes os valores eram insignificantes para o estudo. Também neste instrumento foi detetado uma maior força produzida que nos restantes, podendo afirmar que existe uma correlação entre a força exercida e a fadiga muscular.

Em [Berguer et al. \(1997\)](#) também foi estudado o aumento de fadiga muscular durante o uso de instrumentos laparoscópicos. Neste estudo foi usado um questionário pós-operatório e eletromiográfica de superfície para descobrir o grau de desconforto e contração muscular existentes durante a cirurgia. A população deste estudo foi constituída por três cirurgiões que foram inquiridos para avaliar o desconforto sentido durante o procedimento numa escala de 0-3. Também foram adquiridos dados eletromiográficos de certos músculos, especificamente do flexor e extensor do antebraço, deltóide e trapézio. Antes da realização do teste foram realizadas múltiplas contrações máximas voluntárias com o propósito de normalização dos dados entre os sujeitos. Os cirurgiões afirmaram sentir um aumento significativo de desconforto no antebraço dominante com o decorrer da tarefa, sendo que também foi observado um aumento relevante das contrações realizadas pelo músculo flexor do mesmo. A repetição da tarefa utilizando o instrumento laparoscópico fez com que fosse identificado um aumento da fadiga muscular, especialmente no deltóide e no flexor, sendo estes os dois principais músculos na realização desta tarefa. Assim, o desconforto sentido pelos cirurgiões é explicado pelo aumento de fadiga muscular, resultante no aumento do valor de contrações realizadas.

[Uhrich et al. \(2002\)](#) apresentou um estudo em que avaliou o nível de atividade muscular e comparou o efeito de fadiga e experiência cirúrgica durante um intervenção laparoscópica. Neste foram estudados quatro cirurgiões residentes e outros quatro assistentes numa serie de tarefas num ambiente cirúrgico. Foram obtidos dados acerca da atividade eletromiográfica e desconforto muscular antes e após a realização da tarefa, sendo avaliados duas variáveis: a amplitude do EMG e valores de desconforto. Na maioria dos casos a amplitude do EMG excedeu o limite aceitável para a carga muscular, sendo que tanto este parâmetro como os valores de desconforto demonstraram indícios de fadiga em diferentes grupos musculares; ainda assim, estes valores foram superiores nos cirurgiões residentes do que nos assistentes. Assim foi possível demonstrar que durante esta intervenção cirúrgica o grau de experiência altera o nível de fadiga; contudo, não é o suficiente para reduzir o risco de aparecimento de lesão; também foi comprovado que a carga muscular é um grande motivo do aparecimento de fadiga muscular, levando ao aumento de risco de lesão.

Na mesma linha dos estudos anteriores [Slack et al. \(2008\)](#) realizou também um para observar os efeitos de tempo de operação na fadiga muscular presente nos cirurgiões. Estiveram em estudo oito cirurgiões otorrinos e um grupo de controlo de 20 indivíduos sem ligação à área médica. Foram adquiridos dados eletromiográficos durante a realização de operações (variação de tempo entre 1 a 10 horas) no caso dos cirurgiões, no grupo de controlo foram retiradas medições de 60s antes e depois de várias horas a realizar trabalho de secretária. Em ambas as aquisições os músculos em estudo foram o deltóide e o músculo braquial, devido a que estes são os estabiliza-

dores do braço e antebraço e também, provavelmente, seriam os músculos que apresentariam um maior grau de fadiga. As aquisições durante a cirurgia foram feitas em séries de 30s separados por 0.5-10.5 min, dependendo da duração da operação. Após a análise das variações das frequências médias de cada indivíduo, foi descoberto que em todos os sujeitos do grupo cirúrgico existiu um aumento dos valores de fadiga muscular, o mesmo não acontecendo no grupo de controle. Em relação aos músculos em estudo, foi descoberto que o músculo braquial é mais utilizado que o deltóide, consequentemente a taxa de fadiga é mais elevada naquele.

Assim, após a observação de vários estudos na área médica é possível afirmar que a realização de tarefas repetitivas durante longos períodos de tempo vai causar um aumento significativo dos valores de fadiga muscular nos cirurgiões, levando ao aumento de risco de lesão nos próprios e/ou nos pacientes que estão a ser submetidos à cirurgia. Assim, o cirurgião deve ter conhecimento dos seus níveis de fadiga durante a cirurgia, podendo tomar a decisão mais correta na hora de intervenção, sendo por vezes a substituição por um novo cirurgião. Estas razões são algumas das quais estudos como os vistos anteriormente e do presente trabalho são importantes na área da medicina, podendo melhorar e/ou facilitar a realização das intervenções cirúrgicas.

Em relação aos métodos análise, foram utilizadas diversas metodologias na identificação de fadiga muscular, tais como análise do sinal EMG, análise de vídeo e questionários. No que diz respeito à análise do sinal EMG, maioritariamente, foram retirados dois parâmetros para a identificação de fadiga, sendo eles, a amplitude e a frequência do sinal. Nesta dissertação, a amplitude e a frequência, também foram os principais parâmetros na avaliação de fadiga muscular, sendo que à semelhança do estudo realizado por [LUTTMANN et al. \(1996\)](#) foi utilizado o método de JASA, que faz a análise em conjunto com estes parâmetros, de modo a obter uma análise mais exata.

Capítulo 4

Metodologia

4.1 Amostra

Sete cirurgiões do sexo masculino foram os indivíduos que se disponibilizaram para este estudo, dando total consentimento para a participação no mesmo. Todos os participantes eram cirurgiões cardio-torácico (parâmetro de inclusão no estudo), e não apresentavam qualquer sintoma de uma lesão neuromuscular. As restantes características, referentes aos sete indivíduos, não podem ser divulgadas, de modo a manter o anonimato dos participantes.

4.2 Material e disposição dos arrays de eletrodos

Durante os testes foram recolhidos sinais de EMG do eretor comum ao nível da L1, L2 e L3 de acordo com o protocolo sugerido por (Roy et al., 1989) e adotado por (Farina et al., 2002). Para tal foram utilizados arrays adesivos semi-descartáveis de 8 elétrodos de superfície (tamanho 5x1 mm, distância inter-elétrodo 5mm, SPES Medica, Salerno Itália).

A atividade do trapézio (porção superior e média) foi avaliada através da aplicação de uma matriz adesiva semi-descartável de 64 elétrodos de superfície (LISiN-SPES Medica, Salerno Itália). A matriz consiste em 13 linhas e 5 coluna de elétrodos (2mm de diâmetro, distância inter-elétrodos 8mm).

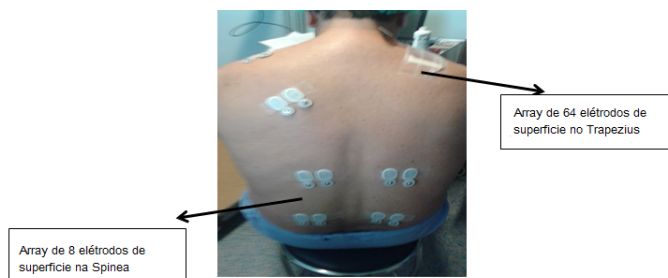


Figura 4.1: Disposição dos arrays de elétrodos nos músculos

Para ambas as configurações, os elétrodos não estão em contacto com a pele, havendo uma pequena cavidade (1mm de profundidade) que tem de ser preenchida com creme de EEG. Os sinais de EMG foram bipolarmente amplificados (sistema de alta-densidade de EMG, 128 canais, LISiN-OT Bioelectronica, Torino Itália; 3-dB, passa-banda 10-500 Hz), frequência de amostragem de 2048 Hz, e placa A/D de 2 bits. Antes da colocação da matriz, a zona de inervação principal do trapézio porção superior ao longo da linha que une a C7 e o acrómio, foi identificada e a matriz foi colocada para que a 4ª linha fique nivelada com a linha C7-acrómio([Farina et al., 2002](#)). A parte final da matriz cobriu parte da porção média do trapézio. O eletrodo de referência foi colocado na C7.

4.3 Método de aquisição do sinal EMG

Todos os participantes realizaram duas sessões de avaliação distintas, separadas por um intervalo de tempo superior a 48h. Todas as sessões foram realizadas no Hospital de São João.

Sessão 1- Avaliação da força máxima e resistência muscular

Na sessão 1 foi avaliada a força máxima voluntária isométrica (FMVI) e resistência à fadiga dos músculos extensores do tronco e dos músculos elevadores do ombro. Simultaneamente, foram recolhidos sinais eletromiográficos dos eretores da coluna e do trapézio (porção superior e média), bem como o sinal indicador de força muscular produzida.

Antes da sessão experimental, os participantes passaram por duas sessões de familiarização com o protocolo de avaliação. Após a familiarização, cada participante foi chamado a participar na sessão de avaliação. A sessão teve início com um breve aquecimento de 5 minutos de preparação para os testes.

Avaliação da FMVI dos extensores da coluna e dos elevadores do ombro

Para a avaliação da FMVI dos extensores da coluna, os participantes adotaram uma posição confortável num aparelho desenvolvido pelo INEG-UP. O aparelho foi ajustado às medidas antropométricas de cada participante, para que estes possam produzir máximo força isométrica dos músculos extensores da coluna. Após a colocação dos elétrodos de EMG, o participante realizou 3 contrações isométricas máximas durante 5 segundos. Entre cada tentativa o participante teve um intervalo de repouso de 3 minutos. O valor mais alto foi utilizado como referência para definição das contrações sub-máximas dos testes subsequentes.

Após 15 minutos de repouso foi testada a FMVI dos músculos elevadores do ombro. Para tal efeito os participantes sentaram-se confortavelmente num aparelhos específico desenvolvido pelo INEG-UP. O aparelho foi ajustado para que o participante mantenha as costas bem apoiadas no assento, pés sem contacto com o solo e parte superior dos ombros encostados às almofadas do aparelho. O participante realizou 3 contrações isométricas máximas durante 5 segundos. Entre cada tentativa o participante teve um intervalo de repouso de 3 minutos. O valor mais alto foi utilizado como referencia para definição das contrações sub-máximas dos testes subsequentes.

Avaliação da resistência à fadiga neuromuscular

Após a avaliação da FMVI, o participante realizou nas posições previamente definidas: (i) uma contração isométrica sub-máxima (30% da FMVI) dos extensores da coluna e (ii) uma contração isométrica sub-máxima (30% da FMVI) dos elevadores do ombro, devendo manter a produção de força o mais estável possível e durante o maior período de tempo possível. Ao participante foi dado feedback em tempo real da sua produção de força. Para isso em frente ao participante foi colocado um monitor com indicação do nível de força a produzir. O tempo para a falência foi definido quando o participante desiste, ou quando o nível de força diminui mais de 5% do valor estabelecido por um período superior a 5 segundos e se mesmo após forte encorajamento, o participante não consegue manter o nível de força. O tempo máximo atingido nestas contrações foi utilizado como referência da resistência à fadiga dos músculos eretores da coluna e dos músculos elevadores do ombro, respetivamente. Entre as duas contrações sub-máximas o participante descansou 20 minutos.

Sessão 2- Avaliação do comportamento neuromuscular antes, durante e após cirurgia

A segunda sessão foi dividida em 3 partes: (1ª) antes, (2ª) durante e (3ª) após cirurgia. Na 1ª e 3ª parte (antes e após cirurgia), os participantes tiveram que:

1. Realizar e manter durante 10s uma contração isométrica dos extensores do tronco (50% do FMVI avaliada na 1ª sessão);
2. Realizar e manter durante 10s uma contração isométrica dos elevadores do tronco (50% do FMVI avaliada na 1ª sessão);
3. Manter durante 1 minuto uma contração isométrica dos extensores do tronco (30% FMVI avaliada na 1ª sessão);
4. Manter durante 1 minuto uma contração isométrica dos elevadores do tronco (30% FMVI avaliada na 1ª sessão);

Estas contrações foram realizadas no aparelho desenvolvido pelo INEG-UP, de acordo com as posições acima descritas. Entre cada tarefa o participante teve um descanso de 2 a 5 minutos. Simultaneamente foram recolhidos sinais eletromiográficos dos eretores da coluna e do trapézio (porção media e superior), bem como o sinal indicador de força muscular produzida.

As aquisições realizadas nos diferentes indivíduos foram adquiridas pela enfermeira Olinda Martins, empregada no Hospital São João (Porto). As recolhas foram feitas anteriormente ao início desta dissertação, sendo que estes materiais (dados e metodologia de recolha) foram entregues já finalizados.

4.4 Interface Gráfica

Como referido, a recolha dos dados eletromiográficos já tinha terminado no início da dissertação; contudo, estes têm de ser analisados para se conseguir retirar conclusões, sendo esse o

propósito principal deste estudo. Assim foi necessário converter estes dados utilizando um software(fig.4.2) relacionado com o aparelho que foi utilizado na sua recolha. No software, como pode ser visto na figura 4.2, são observáveis os diferentes canais da aquisição, que correspondem aos músculos analisados neste estudo. Contudo, este software não serve apenas para visualização de sinais, neste também é possível fazer o seu processamento, como análises de frequência e de amplitude, cálculo da estimativa da velocidade de condução, entre outros, sendo assim um software bastante completo. Este programa poderia ter sido utilizado com este propósito, contudo, devido à falta de automatização do programa, dificultando a comparação das aquisições feitas e por conseguinte a obtenção de conclusões, foi escolhido um outro programa para realizar esta tarefa. Assim, este programa, teve apenas a função de converter os sinais originais para uma extensão que possibilitasse o uso destes em diferentes programas.

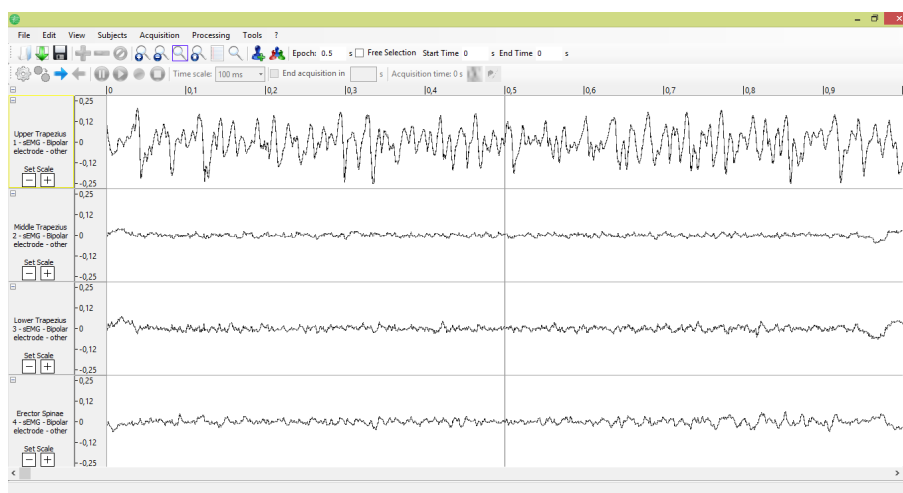


Figura 4.2: Software OTBioLab

O software utilizado para a análise dos sinais foi MATLAB R2012. Este software é um dos mais utilizados nas áreas científicas, a nível mundial, sendo uma útil ferramenta na análise e desenvolvimento de sistemas e produtos. O MATLAB pode ser utilizado em *machine learning*, processamento de sinal e imagem, comunicações, robótica e muitas outras áreas. O desenvolvimento de algoritmos é bastante facilitado devido à existência de uma vasta biblioteca de ferramentas e também a possibilidade de integrar outras linguagens de programação. Uma das funcionalidades do MATLAB é a criação de *Graphical User Interface*(GUI), facilitando ao utilizador a análise dos dados adquiridos, tornando a tarefa mais automatizada. Assim, através desta funcionalidade, foram criadas interfaces com o propósito de análise dos sinais obtidos.

Inicialmente é apresentado ao utilizador uma GUI que possibilita a escolha do tipo de aquisição. Como se pode observar na figura 4.3, o utilizador tem duas possibilidades de escolha: condição isométrica e dinâmica. Estas condições dividem os sinais recolhidos por estas duas, sendo que para condições isométricas são avaliados os sinais recolhidos antes e depois da cirurgia e na condição dinâmica os recolhidos durante a cirurgia. No menu da GUI pode-se observar uma

opção que mostra um pequeno resumo do trabalho e uma outra para terminar o uso do programa desenvolvido.



Figura 4.3: Interface gráfica inicial

Após a escolha da opção de aquisição, é aberta uma nova interface dependendo da escolha feita. No caso da condição isométrica, a nova interface é apresentada na figura 4.4. Nesta é possível, como referido anteriormente, realizar a análise dos sinais EMG recolhidos antes e após a cirurgia. Inicialmente o utilizador deverá fazer a escolha do ficheiro que quer analisar. Após a escolha do ficheiro, caso seja a primeira vez que é analisado, dever-se-à proceder a uma reorganização dos canais, ordenando-os de forma a facilitar a análise. Tendo escolhido o ficheiro e tendo este todos os canais ordenados, pode-se dar seguimento ao processamento do sinal. Nesta interface pode-se escolher dois métodos de análise: velocidade de condução e espectograma. Para inicializar o processamento, o utilizador apenas tem de definir o canal que quer utilizar e o ganho do sinal, sendo que em *default* o algoritmo assume o primeiro canal e um ganho de 1000. Com todos os parâmetros preenchidos, o utilizador pode iniciar o processamento. Na interface são apresentados três locais onde poderão ser visualizados gráficos, sendo um deles para o sinal original e os restantes para o sinal após o processamento. São também apresentados ao usuário parâmetros (frequência média, mediana e amplitude) que serão úteis para uma posterior comparação/análise dos sinais processados. Para a inicialização de uma nova análise não é necessário voltar a selecionar um novo ficheiro, sendo apenas preciso definir o cirurgião, o número da aquisição (através de sliders) e se o sinal foi retirado antes ou depois da cirurgia, tornando o processo mais rápido e automático, facilitando a comparação e análise entre diferentes ficheiros, vantagens que não eram encontradas no software OTBioLab. Ainda nesta interface são apresentadas no menu duas

opções, sendo uma delas a visualização da disposição dos elétrodos e a relação canal-músculo, e a segunda um retrocesso para a interface inicial.

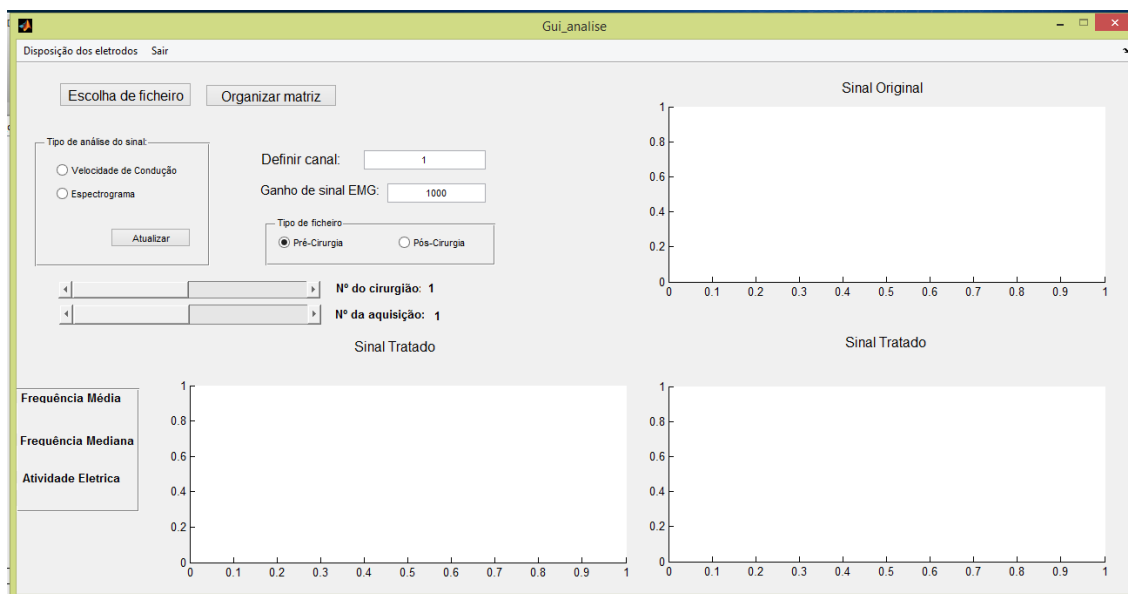


Figura 4.4: Interface gráfica para aquisições isométricas

Quando é escolhida, na interface inicial, a opção de aquisição dinâmica, o usuário é direcionado para uma nova interface(fig.4.5). Esta, em termos de design, é semelhante à interface anteriormente descrita, tendo três locais para observação de dados em forma de gráfico, informação acerca de alguns parâmetros retirados após o processamento. No que toca à escolha do ficheiro a analisar, como na interface anterior, é necessária a seleção manual deste para fornecer ao programa a diretoria onde se encontram os ficheiros; contudo, nas seguintes análises, apenas é necessário definir dois parâmetros: os nº do cirurgião e de aquisição. Não é preciso mais nenhuma informação devido a que esta interface está especificada apenas para sinais recolhidos durante a cirurgia, o que não acontece na interface da condição isométrica. Em termos de métodos de análise, esta, à semelhança do outra interface também possui dois métodos, sendo eles a transformada de Wigner-Ville(Classse de Cohen) e o uso de Wavelets. A barra menu apresenta as mesmas opções que a isométrica, podendo também regressar à interface inicial após a conclusão do processamento dos sinais pretendidos.

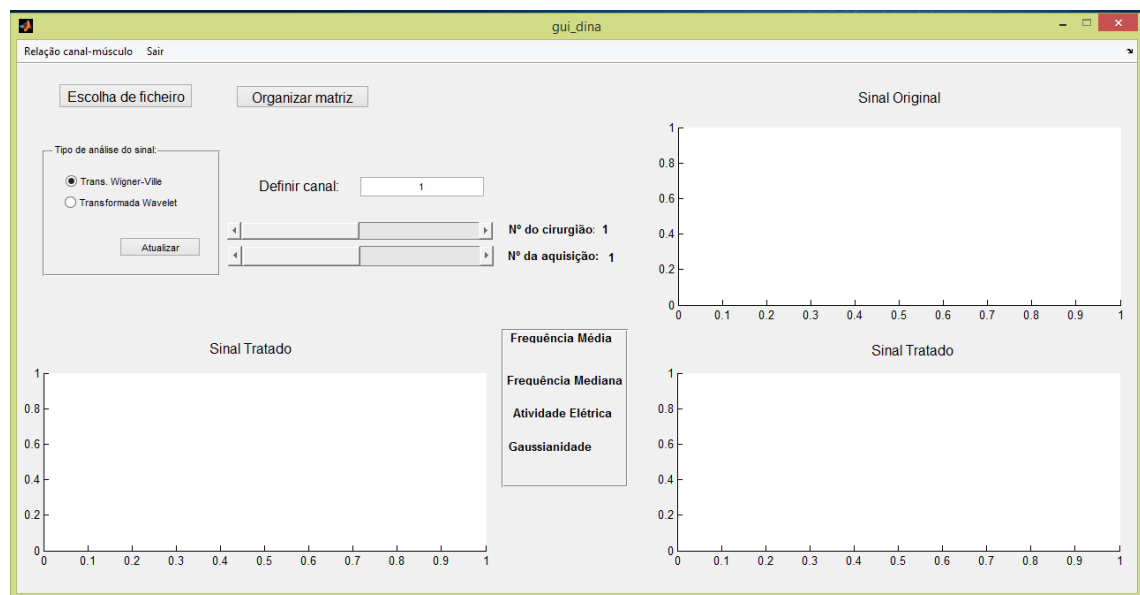


Figura 4.5: Interface gráfica para aquisições dinâmicas

4.5 Metodologia de Análise dos Sinais

Para ser possível retirar conclusões a partir dos sinais adquiridos, estes têm de sofrer um pré-processamento. Inicialmente é aplicado ao sinal um filtro passa-banda de 10-500 Hz, para eliminar ruído/interferências que possa existir (Krueger, 2014). Também é aplicada uma normalização para que seja possível a comparação entre os diferentes sinais.

Tendo o sinal filtrado e normalizado, é iniciado o processo de análise do sinal através de diferentes métodos. Como referido anteriormente, o método de análise é escolhido pelo utilizador, podendo este escolher dois métodos em cada tipo de condição de aquisição (dinâmica e isométrica). Na condição isométrica é possível escolher a análise por espectrograma ou pela velocidade de condução das fibras musculares. Na velocidade de condução, o utilizador define o primeiro canal a ser estudado, sendo que os 12 canais seguintes também serão analisados. Através da força do sinal é determinado o início e o fim da contração exercida pelo indivíduo em teste. Após a deteção das contrações são mostrados ao utilizador, em modo de gráfico, os treze canais em estudo. De seguida é realizada uma estimação da velocidade, utilizando o método de *Maximum Likelihood multiple-channel*. Este método é utilizado de modo semelhante em Salomoni et al. (2007). Esta estimação é aplicada duas vezes, sendo que em cada uma ocorre uma nova diferenciação dos canais. Nesta, o utilizador poderá fazer uma nova seleção dos canais de entre os que foram escolhidos anteriormente, o que leva a uma diminuição do número de canais em estudo e a obtenção de melhores resultados.

Para as aquisições isométricas é possível a utilização de um outro método de processamento: o espectrograma. Este utiliza a transformada de Short-Fourier, com que é obtida a densidade de potência espectral. É aplicada a transformada ao sinal, seguindo-se a aplicação de um desloca-

mento da componente de frequência zero para o centro do espectro, possibilitando uma análise mais facilitada. Finalmente, é utilizada uma média móvel de 1000 pontos tornando mais perceptível a visualização das alterações no sinal. Nas aquisições isométricas são mostrados ao utilizador três dos parâmetros mais utilizados em diversos estudos na detecção da fadiga: a frequência média e a mediana(Oliveira et al., 2012) e amplitude média. O cálculo da frequência média vai ser obtido através do somatório do produto das frequências com o espectro de potência seguido da divisão pelo somatório do espectro de potência. No caso da frequência mediana, o valor é igual ao ponto que divide o espectro de potência em duas regiões com amplitudes iguais(Phinyomark et al., 2012). No que diz respeito à amplitude, esta é obtida através da envoltória do sinal original retificado, utilizando a função *envelope* do MatLab . A partir da envoltória do sinal é realizada a detecção dos picos, seguida de uma média sobre estes (Luttmann et al., 2000).

Quando analisados sinais dinâmicos, são apresentados ao utilizador dois novos métodos de processamento: a Transformada de Wigner-Ville e a Transformada usando Wavelets. Ambos os métodos pertencem à classe de processamento de tempo-frequência(ver capítulo 2).

O processamento usando Transformada de Wigner-Ville é inicializado pela obtenção dos vetores de frequência e tempo, seguida da aplicação de uma auto-correlação instantânea. Esta é obtida através da comparação da forma do sinal com ela própria para todos os desfasamentos possíveis mas, em vez da integração ao longo do tempo, a comparação é feita para todos os valores possíveis de tempo(John, 2004). Para finalizar é aplicada a esta auto-correlação uma Transformada de Fourier.

O outro método utilizado é a Transformada usando Wavelets. Existe uma variedade grande de wavelets; contudo, neste estudo, é utilizada a Wavelet de Daubechies, pois apresenta, em comparação com as outras wavelets, uma estrutura similar a sinais biológicos(Rafiee et al., 2011). É aplicado ao sinal a função da Wavelet, convertendo o sinal para o domínio de escala, sendo necessário para uma melhor compreensão do sinal, fazer uma transformação para o domínio das frequências(Almanji, 2010). Nos sinais dinâmicos também são calculados os parâmetros referidos nas aquisições isométricas, porém ainda é incluído mais um parâmetro: teste de Gaussianidade. Este teste(S_g) é baseado na *mean bicoherence power* definida como a soma realizada ao longo da região não-redundante, dado por:

$$S_g = \sum B_n(k, l) \quad (4.1)$$

Existe uma variedade de métodos para a obtenção deste parâmetro, neste trabalho foi utilizado o teste de *One-sample Kolmogorov-Smirnov*(Hussain and Mamun, 2012).

Capítulo 5

Resultados e Discussão

Como referido no capítulo anterior, a aquisição dos sinais EMG foram feitas no Hospital São João, tendo como amostra 7 diferentes cirurgias cardíacas. Os sinais foram adquiridos durante três instâncias: antes, durante e após uma intervenção cirúrgica. Como este estudo deve permanecer anónimo, os indivíduos são mencionados neste trabalho do 1 ao 7. A aquisição do sinal foi realizada nos principais músculos utilizados durante uma cirurgia: Eretor Coluna, Trapézio Superior, Médio e Inferior.

As aquisições foram divididas em duas categorias: aquisições isométricas, em que estão presentes as adquiridas antes e após a cirurgia, e as aquisições dinâmicas, que representam as retiradas durante a cirurgia. Em cada aquisição foi feita uma análise utilizando diferentes métodos com o propósito de atingir o objetivo principal do estudo (avaliação da fadiga neuromuscular).

5.1 Aquisições Isométricas

No capítulo 4 foram mostradas as interfaces das quais se vão poder retirar parâmetros e informações que irão servir para a deteção da fadiga muscular. Na interface de aquisições isométricas é possível observar que o processamento do sinal é feito com a utilização de dois métodos de análise: velocidade de condução nas fibras musculares e espectralograma.

5.1.1 Velocidade de condução nas fibras musculares

Quando avaliada a velocidade de condução é necessária a utilização de pelo menos dois sinais que, neste caso, são retirados de diferentes canais provenientes da matriz adesiva semi-descartável de 64 elétrodos de superfície, colocada na zona do trapézio. Para a obtenção deste parâmetro é utilizado método *Maximum Likelihood multiple-channel* (Farina et al., 2004), a partir dos canais que o utilizador decida usar.

Através da velocidade, é possível a deteção da fadiga, sendo esta observável quando os valores de velocidade decrescem durante o período de recolha do sinal EMG. Este acontecimento é reportado em diversos estudos, tal como Arendt-Nielsen and Mills (1985).

A utilização deste parâmetro iria ajudar na compreensão da evolução da fadiga muscular ao longo do sinal; contudo, após as recolhas, foi observado que os sinais EMG foram adquiridos com o amplificador em modo *Floating Monopolar*, em vez de *Reference Monopolar*. Assim, a forma de recolha deveria fazer a diferenciação do sinal de cada canal com um referencial que não foi ligado, estando ligado ao referencial terra. Consequentemente, foi introduzido ao sinal uma grande quantidade de erros, o que impossibilita o cálculo da velocidade de condução.

Porém, foi desenvolvido o algoritmo para o cálculo deste parâmetro. Sendo necessário um sinal para validar o algoritmo foi implementado um sinal EMG, a que foi aplicado um *offset*, obtendo um valor conhecido de velocidade. Assim, o sinal simulado foi processado usando o algoritmo de cálculo de CV para comprovar a validade deste. Na figura 5.1 temos a obtenção de velocidade através do sinal simulado.

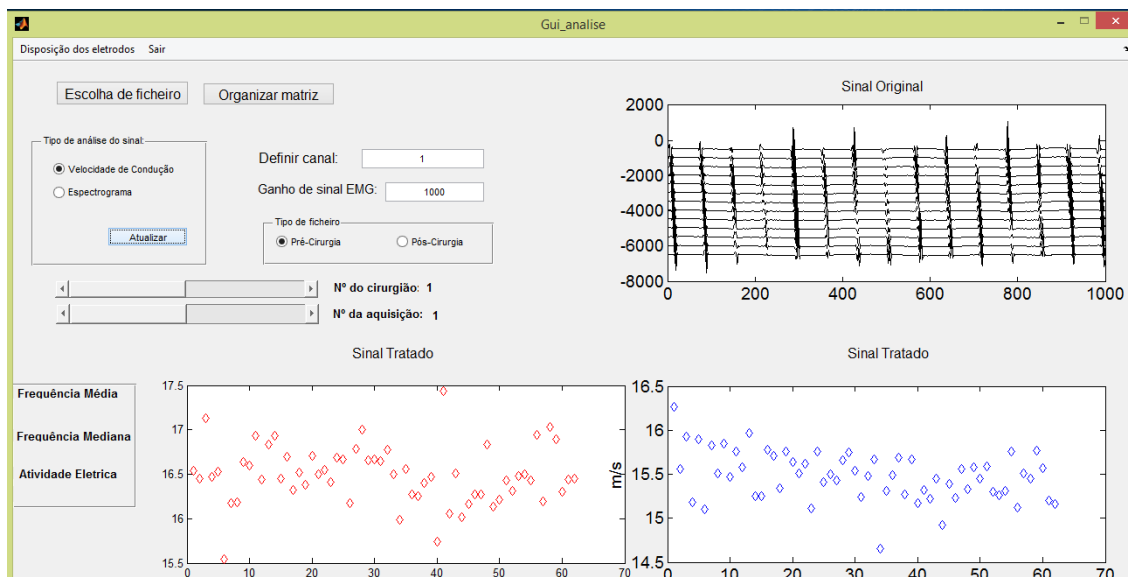


Figura 5.1: Simulação e obtenção de velocidade de condução

Como se pode observar, a interface apresenta graficamente, na parte superior, os canais escolhidos pelo utilizador. Através da visualização destes, o processo de diferenciação vai ser mais facilitado, pois o utilizador consegue decidir quais os canais que realmente quer analisar. No gráfico do canto inferior esquerdo é apresentada os valores obtidos da velocidade de condução após a primeira diferenciação. Os valores obtidos aproximam-se bastante aos reais contudo, para este processamento ser mais exato, é necessário realizar uma segunda diferenciação, levando ao aumento da precisão do parâmetro em causa. Esta segunda diferenciação está presente no gráfico do canto inferior direito.

Após o processamento do sinal com algoritmo de cálculo da velocidade, foram obtidos, na generalidade, valores de condução idênticos ao valor simulado no sinal, o que garante a validade deste algoritmo.

5.1.2 Espetrograma

Outro processo de análise de sinal que pode ser selecionado é o Espetrograma. Nesta análise ao utilizador, após selecionado o sinal que quer analisar, vão ser apresentado três parâmetros(amplitude de pico média, frequência média e mediana). Através destes vai ser possível retirar conclusões acerca da evolução da fadiga muscular. Ainda são mostrados dois gráficos, para além do sinal original, em que vão ser apresentados o sinal após processamento, em diferentes fases.

Como mencionado anteriormente, o conjunto amostral é constituído apenas por 7 elementos, o que impede que se realize uma análise estatística; por isso, em vez desta, é feita uma análise individual(estudo caso) para cada elemento.

Devido à exclusão dos sinais obtidos através da matriz de 64 elétrodos o conjunto de canais obtidos para cada aquisição é reduzida para seis, tendo cada canal uma correspondência a um determinado músculo visível na tabela 5.1

Tabela 5.1: Codificação dos músculos

Canal	Músculo
1	Trapézio Superior
2	Trapézio Médio
3	Trapézio Inferior
4	Eretor Coluna
5	Trapézio Inferior
6	Eretor Coluna

Na análise individual vão ser analisados os parâmetros referidos previamente. Para que seja possível analisar a evolução da fadiga é necessário ter em atenção certos aspetos; no caso da frequência média e mediana, estes têm tendência a deslocarem-se para valores mais baixos com o aumento da fadiga muscular(Thongpanja et al., 2013)(Merletti and Parker, 2004);Em contrapartida, com o aumento da fadiga muscular ocorre um incremento dos valores de amplitude(Merletti and Parker, 2004).

Utilizando os aspetos dos parâmetros vai ser realizada uma avaliação da fadiga, utilizando por um lado, a evolução da frequência média e mediana e por outro a evolução da amplitude. Estes valores foram retirados de oito aquisições(quatro antes da cirurgia e outras quatro depois) feitas nos diversos elementos da amostra, sendo ainda analisado cada músculo individualmente. Estas aquisições foram obtidas durante a contração isométrica de diferentes músculos(ver secção 4.3).

No caso do **cirurgião 1** foram obtidos os valores para os diferentes parâmetros, estando representados nas tabelas 5.2, 5.3,5.4 e 5.5.

Tabela 5.2: Aquisição nº1 feita para diferentes músculos no cirurgião 1

		1	2	3	4	5	6
Média (Hz)	Antes	69,74	58,88	87,44	103,68	70,47	76,26
	Depois	63,47	70,37	88,81	71,62	85,71	59,73
Mediana (Hz)	Antes	50,57	50,64	50,65	50,8	50,93	50,78
	Depois	50,75	58,48	44,85	45,06	50,71	50,4
Pico (mV)	Antes	0,173	0,531	0,139	0,105	0,191	0,342
	Depois	0,182	0,141	0,138	0,137	0,174	0,204
Incremento Antes/Depois(%)	Média	-8,99	19,51	1,57	-30,92	21,63	-21,68
	Mediana	0,36	15,48	-11,45	-11,30	-0,43	-0,75
	Pico	5,20	-73,45	-0,72	30,48	-8,90	-40,35

Tabela 5.3: Aquisição nº2 feita para diferentes músculos no cirurgião 1

		1	2	3	4	5	6
Média (Hz)	Antes	76,41	88,39	120,89	115,67	59,71	71,85
	Depois	64,59	68,23	78,14	68,54	82,29	62,18
Mediana (Hz)	Antes	50,75	50,98	93,1	91,05	50,65	50,68
	Depois	50,71	56,88	36,94	47,08	50,79	50,61
Pico (mV)	Antes	0,289	0,184	0,169	0,164	0,554	0,179
	Depois	0,166	0,152	0,106	0,139	0,133	0,219
Incremento Antes/Depois(%)	Média	-15,47	-22,81	-35,36	-40,75	37,82	-13,46
	Mediana	-0,08	11,57	-60,32	-48,29	0,28	-0,14
	Pico	-42,56	-17,39	-37,28	-15,24	-75,99	22,35

Tabela 5.4: Aquisição nº3 feita para diferentes músculos no cirurgião 1

		1	2	3	4	5	6
Média (Hz)	Antes	86,59	60,21	79,33	66,88	67,88	68,29
	Depois	96,01	95,97	78,81	78,14	78,7	79,39
Mediana (Hz)	Antes	50,94	50,67	50,86	50,81	50,37	50,73
	Depois	50,98	51,65	50,82	50,83	50,85	50,83
Pico (mV)	Antes	0,252	0,311	0,188	0,169	0,178	0,177
	Depois	0,337	0,327	0,248	0,222	0,237	0,249
Incremento Antes/Depois(%)	Média	10,88	59,39	-0,66	16,84	15,94	16,25
	Mediana	0,08	1,93	-0,08	0,04	0,95	0,20
	Pico	33,73	5,14	31,91	31,36	33,15	40,68

Quando observadas as tabelas(5.2,5.3,5.4,5.5), verifica-se que para além dos valores dos parâmetros em estudo também está presente a percentagem de aumento entre os valores obtidos antes e depois da cirurgia, facilitando a comparação e análise da evolução dos valores.

Para que seja possível afirmar a existência de fadiga no caso da frequência média e mediana o valor de percentagem de incremento deve ser negativa, pois assim existe uma evolução das frequências para valores mais baixos.

Comparando todos os valores obtidos, está presente um aumento de fadiga em todos os músculos em pelo menos uma das aquisições feitas.

Tabela 5.5: Aquisição nº4 feita para diferentes músculos no cirurgião 1

		1	2	3	4	5	6
Média (Hz)	Antes	94,94	67,58	84,67	77,08	90,7	86,35
	Depois	97,83	87,76	74,64	83,85	72,67	82,64
Mediana (Hz)	Antes	100,19	50,72	64,66	52,83	50,99	70,85
	Depois	50,92	50,87	50,73	50,86	50,73	50,84
Pico (mV)	Antes	0,241	0,236	0,181	0,194	0,168	0,173
	Depois	0,359	0,233	0,224	0,206	0,238	0,237
Incremento Antes/Depois(%)	Média	3,04	29,86	-11,85	8,78	-19,88	-4,30
	Mediana	-49,18	0,30	-21,54	-3,73	-0,51	-28,24
	Pico	48,96	-1,27	23,76	6,19	41,67	36,99

É notável, no caso da frequência média, uma maior presença de fadiga muscular na segunda aquisição, estando presente na maioria dos músculos, contudo na terceira é pouco perceptível, sendo uma possível explicação a diminuição da percentagem de força que o sujeito teria de exercer.

No que diz respeito aos valores da mediana, estes vão apresentar um aumento de fadiga muscular mais generalizada, sendo observável em três das quatro aquisições. A aquisição que contém valores que não evidenciam o aumento de fadiga também é a terceira, estando em concordância com os valores da média.

Relativamente à análise individual dos músculos, é observável uma diminuição dos valores de média e mediana no músculo do tronco, na maioria das aquisições, sendo que esta diminuição pode surgir devido a dois fatores: o músculo fatiga-se mais rapidamente e/ou é utilizado durante maiores períodos de tempo que os restantes.

Passando para a comparação dos valores de amplitude estes vão apresentar maiores índices de fadiga nas duas últimas aquisições, ou seja, nas de menor percentagem de força exercida; apresentando um incremento superior nestas. Contudo, também é visível em alguns músculos nas restantes aquisições.

A análise individual dos músculos, em concordância com os parâmetros da frequência, também mostra índices de fadiga mais elevados no músculo do tronco.

Assim, após a análise dos parâmetros estabelecidos pode-se afirmar que existe um aumento de fadiga muscular no cirurgião após a cirurgia, sendo esta mais visível em certos músculos. Na figura 5.2 é demonstrada de forma mais visual esta evolução de fadiga, através dos gráficos existentes na parte inferior da interface. Aqui pode-se ver a diferença que ocorre no antes e depois da cirurgia, sendo que nos gráficos do lado esquerdo ocorre uma deslocação dos valores de frequência para valores mais baixos e nos gráficos do lado direito um aumento da amplitude do sinal.

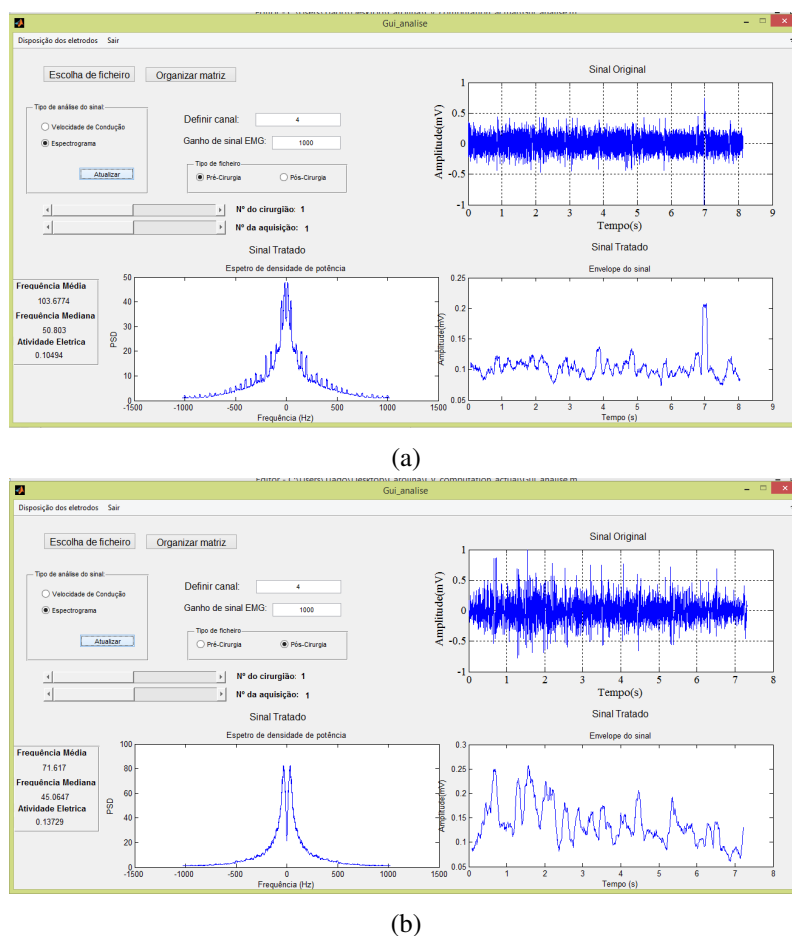


Figura 5.2: (a) Análise usando espectrograma num sinal pré-cirurgia ;(b)Análise usando espectrograma num sinal pós-cirurgia

As informações acerca dos parâmetros dos restantes cirurgiões podem ser consultadas no anexo A.

Quando analisados os sinais eletromiográficos do **cirurgião 2** foram obtidos os dados contidos nas tabelas da secção A.1.

Referente aos dados das frequências média e mediana, é mais perceptível a existência de fadiga na segunda aquisição, estando presente na maioria dos músculos. Nas restantes aquisições também é visível o aumento dos índices de fadiga em diversos músculos. Assim, quando observado individualmente cada músculo, são visíveis percentagens de fadiga mais elevadas no Trapézio Inferior.

Em relação ao parâmetro de amplitude, este vai mostrar maiores percentagens de incremento nas ultimas duas aquisições, sendo que nas primeiras duas é bastante rara a deteção de um incremento. Observando as quatro aquisições, é visível que o Trapézio Inferior apresenta maiores índices de fadiga, que vai de encontro ao observado nos resultados obtidos no domínio das frequências.

Relativamente ao **cirurgião 3** foram obtidos os dados das tabelas presentes em A.2, contudo

não foi possível a aquisição dos sinais após a cirurgia, o que impossibilita a comparação e cálculo dos índices de fadiga presentes neste cirurgião.

Tendo em consideração os resultados do **cirurgião 4**, presentes nas tabelas da secção A.3, pode-se concluir que nestas aquisições a detecção de fadiga através da média é quase inexistente; em contrapartida a mediana apresenta indicadores positivos de fadiga em todos os músculos, na primeira aquisição.

No que diz respeito aos resultados do domínio da amplitude, estes apresentam maiores percentagens de incremento na terceira e quarta aquisição; contudo, nas restantes apenas existe em certos músculos.

Em relação à análise individual dos músculos, tanto nos parâmetros do domínio das frequências como no das amplitudes, o músculo da coluna apresenta elevados índices de fadiga, quando comparado com os restantes; no entanto, no domínio das amplitudes o Trapézio Inferior também demonstra altos índices.

O **cirurgião 5**, com os resultados presentes nas tabelas A.4, mostra uma má aquisição do sinal do canal 4 das aquisições pré-cirurgia, apresentando apenas ruído, o que impossibilita qualquer estudo acerca deste canal. Uma das razões possíveis para esta situação é a má colocação do eletrodo de recolha deste canal durante estas aquisições. O funcionamento deste eletrodo deveria estar correta, porque se não as recolhas feitas após a cirurgia também apresentariam o mesmo erro.

Nos restantes canais, em relação aos parâmetros de frequência, estes apresentam índices positivos de fadiga (valores negativos de incremento), em todas as aquisições, sendo visível na maioria dos músculos. No entanto os músculos que apresentam maiores valores de fadiga são os Trapézios Inferior e Médio.

Por outro lado, no domínio da amplitude, os índices positivos de fadiga são quase nulos estando apenas presentes nos músculos da coluna (canal 6) e do Trapézio Inferior; contudo entre estes, o Trapézio apresenta resultados mais elevados.

Em relação aos resultados do **cirurgião 6**, apresentados na secção A.5, é visível a inexistência da terceira aquisição do sinal pós cirurgia, inutilizando toda a terceira aquisição. No entanto quando analisadas as restantes aquisições, é observável índices de fadiga superiores nas primeiras duas aquisições, no que diz respeito aos parâmetros de frequência média e mediana.

Remetendo para o domínio da amplitude, nesta foram obtidos valores mais elevados na aquisição quatro, em relação à detecção de fadiga, estando mais presente nos músculos do Trapézio Superior e Inferior. Este último também é um dos músculos com maiores índices, em parceria com o da coluna, no domínio das frequências.

No que diz respeito ao **cirurgião 7**, também este apresenta resultados (tabelas A.6) obtidos através de uma fraca aquisição, sendo o sinal apenas ruído. Este também apresenta má aquisição do eletrodo do canal 4, o que aconteceu também no cirurgião 5. Neste caso aconteceu nas aquisições pós-cirurgia. Das quatro aquisições que se realizam depois da cirurgia, apenas a primeira apresenta dados relevantes, o que pode levar à conclusão que o eletrodo ou sofreu algum tipo de mau funcionamento a partir dessa aquisição ou existiu algum fator externo que impediu a aquisição correta.

Analisando os parâmetros de frequência das aquisições em que existiu uma boa aquisição dos dados, os índices de fadiga estão bastante presentes em quase todas as aquisições, à exceção da segunda. Em relação à análise muscular individual, é bastante complicado afirmar qual o músculo com melhores percentagens para a deteção de fadiga, sendo mais fácil comprovar que o Trapézio Médio é o que apresenta menor fadiga.

Relativamente ao parâmetro de amplitude, no que toca à deteção de fadiga apenas está presente nas duas primeiras aquisições, sendo que apesar do Trapézio Inferior apresentar altos índices de fadiga, o músculo da coluna consegue superar esses valores.

Numa visão geral, todos os cirurgiões apresentam um aumento de fadiga muscular quando comparados os sinais antes e depois da cirurgia, acontecimento que já era esperado. Quando analisados os parâmetros de frequência, estes apresentam melhores resultados nas duas primeiras aquisições, onde acontecem as contrações isométricas com uma percentagem maior de força exercida (50% da FMVI). Em contrapartida, no domínio das amplitudes são obtidos melhores resultados nas duas últimas aquisições, em que se exerce uma menor percentagem de força (30% da FMVI). Em relação à análise individual dos músculos, os que apresentam uma maior fadiga, de uma forma geral, são o Trapézio Inferior e o da Coluna; contudo todos os músculos apresentam certo nível de fadiga após a cirurgia.

5.2 Aquisições Dinâmicas

Através da interface inicial (fig.4.3) pode-se decidir que tipo de aquisições vão ser analisadas. Uma das opções existentes é aquisições dinâmicas. Como já referido, anteriormente, as deste tipo são obtidas em recolhas feitas durante a cirurgia. Após a decisão de análise deste género de sinais, é possível realizar dois métodos de análise: Wavelet e Transformada de Wigner-Ville.

5.2.1 Wavelet

Na análise dos sinais utilizando este método é necessária a escolha do tipo de Wavelet que vai ser utilizada, pois através desta os resultados obtidos variam. A escolhida foi a de Daubechies (referido 4.5), que apresenta características semelhantes aos sinais biológicos (Rafiee et al., 2011). Após a análise usando Wavelet são retirados alguns parâmetros que vão ajudar na deteção da fadiga muscular, sendo estes: frequência média e mediana, amplitude de pico média e gaussianidade. Como mencionado na secção anterior (5.1.2), é através da evolução dos parâmetros que é possível fazer a deteção de fadiga, sendo necessário perceber que tipo de evolução apresentam, para que se possa afirmar a existência de um aumento dos índices de fadiga. Na secção (5.1.2) está explicada a evolução que devem apresentar os parâmetros: amplitude, frequência média e mediana.

Contudo, existem alguns estudos que afirmam que a análise independente da evolução destes parâmetros, ao longo do tempo, não é o suficiente para conseguir retirar conclusões acerca da evolução da fadiga. Assim, foi desenvolvido uma análise que une dois dos parâmetros mencionados (amplitude média e a frequência mediana) (Luttmann et al., 2000).

Este método(*JASA-Joint Analysis Spectrum Amplitude*) baseia-se nas relações entre a produção de força muscular e evolução da fadiga, por um lado, e por outro nas variações dos parâmetros de amplitude e frequência(LUTTMANN et al., 1996). Estas relações podem ser observadas na figura 5.3.

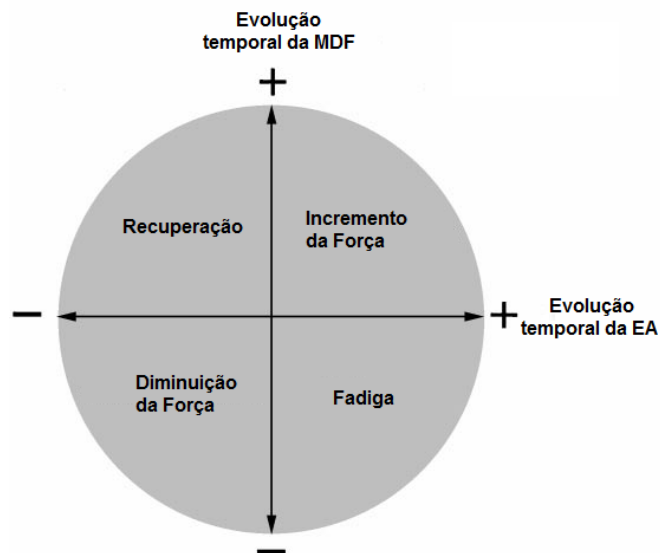


Figura 5.3: Representação esquemática do método de JASA- Adaptado:(LUTTMANN et al., 1996)

Assim, com a utilização deste método é feita uma análise mais detalhada, pois como podemos ver na figura 5.3, tanto a diminuição da frequência mediana como o aumento da amplitude, quando analisados em separado, pode remeter a duas situações diferentes; contudo, quando usados estes parâmetros em conjunto apenas é obtida uma situação, aumentando a precisão de análise.

No caso dos valores de gaussianidade, estes podem ser obtidos através de diferentes testes; o escolhido foi *One-sample Kolmogorov-Smirnov test*. Este parâmetro, tal como os restantes, também deve apresentar uma certa evolução para que se seja possível a confirmação de existência de fadiga. Este deve apresentar um aumento dos seus valores com o decorrer do tempo, significando que ocorreu uma diminuição das contrações musculares, indicando fadiga muscular(Hussain and Mamun, 2012).

À semelhança da secção (5.1.2) também vai ser feita uma análise individual de cada elemento da amostra.

Relativamente ao **cirurgião 1**, os resultados obtidos para cada parâmetro estão apresentados na tabela 5.7.

De modo a facilitar a análise e comparação dos dados presentes na tabela 5.7, são representados graficamente os parâmetros anteriormente referidos. Em cada parâmetro são agrupados os diferentes músculos em estudo. Para o **cirurgião 1** foram obtidos os gráficos presentes nas figuras 5.4, 5.5 e 5.6.

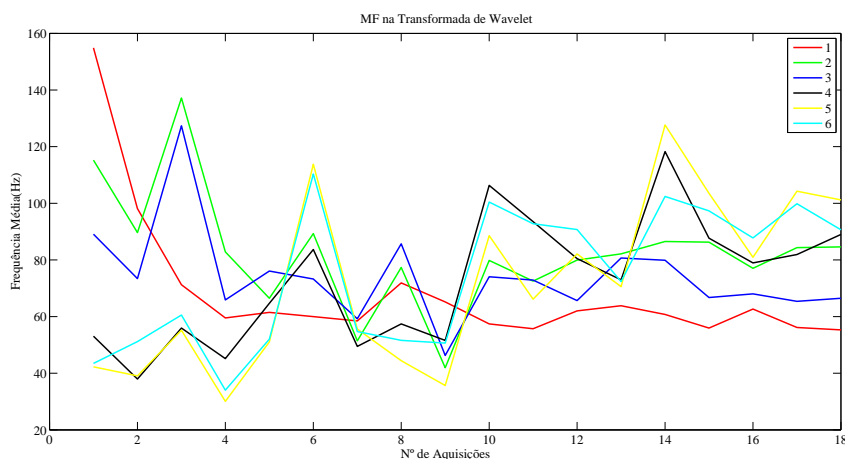


Figura 5.4: MF do cirurgião 1 para os músculos em estudo

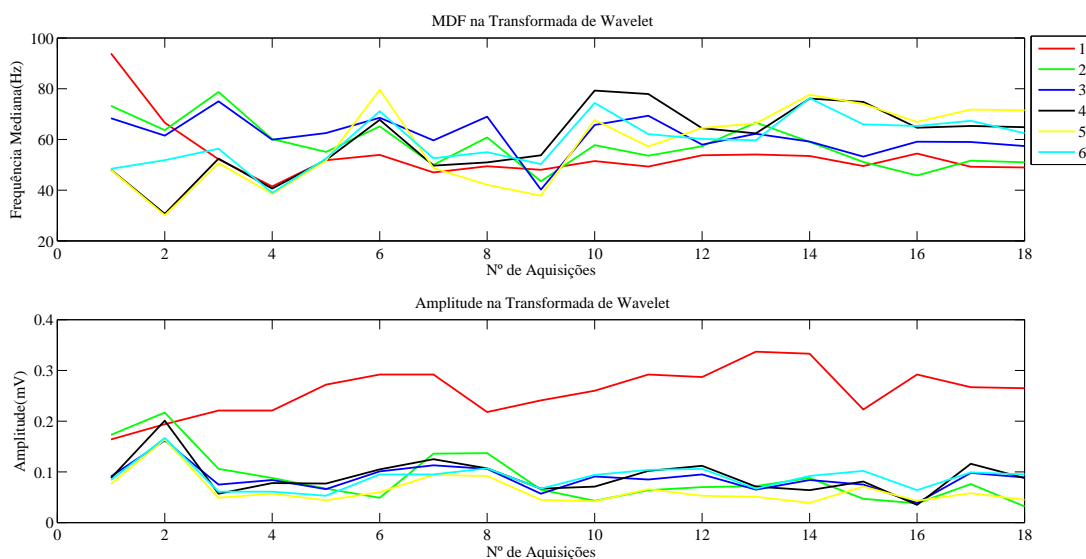


Figura 5.5: MDF e Amplitude do cirurgião 1 para os músculos em estudo

Quando observado o gráfico da figura 5.4 é possível identificar que os canais 1, 2 e 3 apresentam uma diminuição dos valores mais acentuada que os restantes 3 canais; nestes últimos também existiram fases de diminuição destes parâmetros. Através destas informações é possível afirmar que ocorreram fases de aumento de fadiga muscular. Os que apresentam maiores graus de fadiga são os músculos do Trapézio. Apesar de, no caso dos três primeiros canais, existir uma tendência para a diminuição dos valores em certas fases, ocorrem incrementos deste parâmetro, sendo uma possível explicação a ocorrência de certa tarefa que implique um aumento de força, o que, em consequência, aumentaria a frequência do sinal.

Em relação à figura 5.5, foram agrupados dois parâmetros (MDF e Amplitude) para facilitar

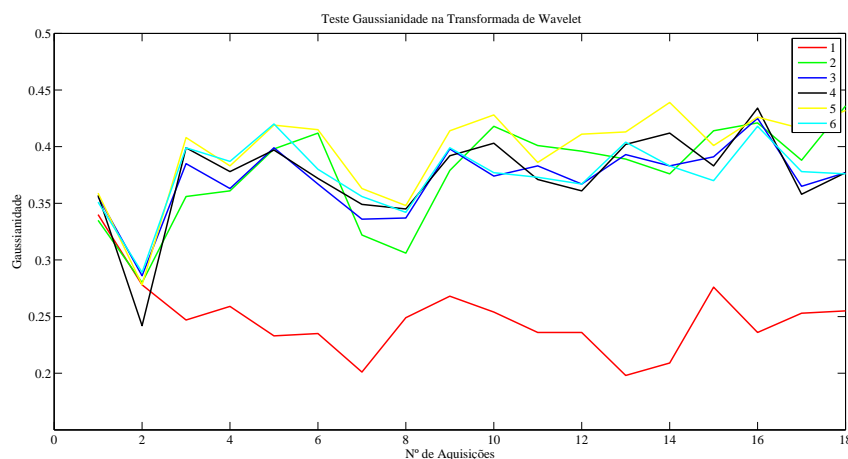


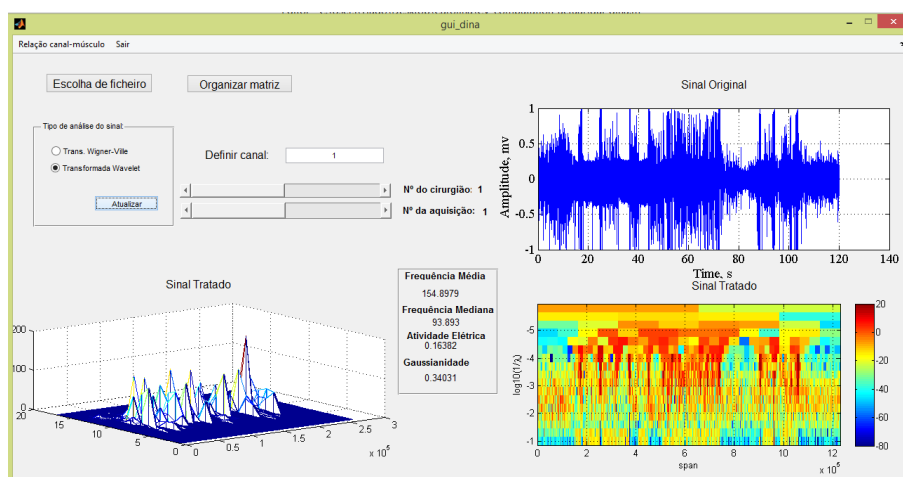
Figura 5.6: Gaussianidade do cirurgião 1 para os músculos em estudo

a utilização do método de JASA; através da utilização da figura 5.3, vai ser possível uma análise mais detalhada. Utilizando este método, o aumento de fadiga do Trapézio Superior é bastante evidente, pois existe um contínuo incremento da amplitude e uma diminuição dos valores de MDF, o que remete para a existência de fadiga muscular. Os restantes músculos apresentam uma grande similaridade entre eles. A sua evolução ocorre, inicialmente, com um aumento de fadiga, seguido de uma fase de recuperação muscular. Durante a maioria da cirurgia ocorreram incrementos e diminuições de força exercida; no final desta ocorreu o aparecimento de fadiga e recuperação. Estas alterações de força produzida podem ser causados devido às diferentes tarefas/posições em que se encontra o cirurgião, que por sua vez leva ao aparecimento da fadiga na fase final. A fadiga presente na fase inicial pode ser devida ao fato de o cirurgião se encontrar num processo de habituação à cirurgia.

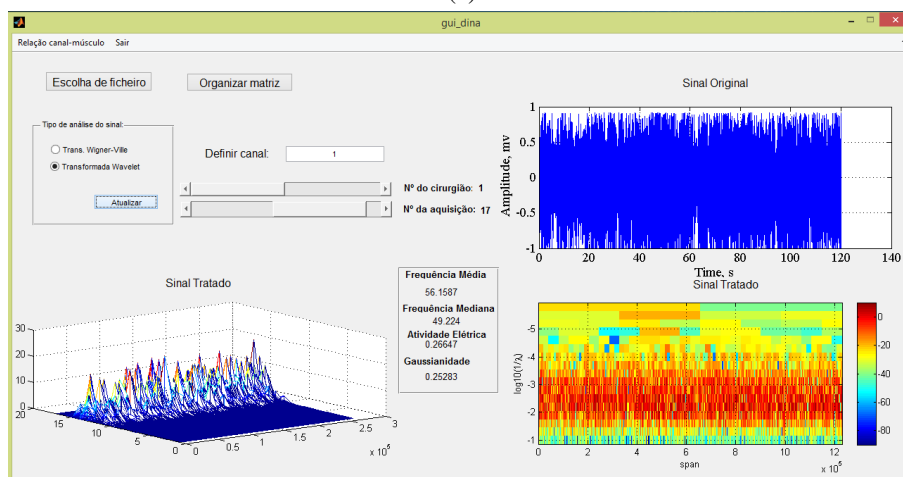
Através da análise da figura 5.6 é bastante evidente o incremento dos valores na maioria dos músculos, à exceção do canal 1. O aumento do parâmetro dá a indicação de que ocorreu um aumento de fadiga presente nos músculos, o que era de esperar. Em relação ao Trapézio Superior, esta não seria a evolução esperada, quando comparada com as análises anteriores (JASA e MF); ao longo da cirurgia também apresenta fases de aumento de fadiga muscular, como por exemplo a fase final, sendo este um resultado esperado.

Numa visão geral, os três tipos de análise revelam um aumento de fadiga ao longo da cirurgia, o que era de esperar. O método de JASA fornece uma análise mais detalhada do que vai sucedendo durante a cirurgia. Na figura 5.7 é observável a interface gráfica em dois momentos de aquisição do sinal: uma na fase inicial (5.7a) e a outra na fase final da cirurgia (5.7b). Aqui já é possível observar algumas diferenças que indicam o aumento de fadiga, como a diminuição do sinal nos gráficos do canto inferior.

Os resultados dos restantes elementos da amostra podem ser encontrados no anexo B, tendo para cada cirurgião os valores tabelados e as representações gráficas de cada parâmetro.



(a)



(b)

Figura 5.7: (a) Análise usando Wavelet num sinal inicial da cirurgia ;(b)Análise usando Wavelet num sinal final da cirurgia

Quando observados os dados do **cirurgião 2**, é visível a existência de uma variação similar entre os diferentes músculos, no que diz respeito à evolução da frequência média(B.1). Este parâmetro não apresenta uma descida contínua no decorrer da cirurgia, existindo fases em que ocorre um incremento do seu valor, que pode ocorrer caso o cirurgião necessite exercer um aumento de força na concretização de certa tarefa. No entanto, após estes picos, é visível uma diminuição brusca, significando um aumento considerável de fadiga muscular. Na fase final, os valores tendem a sofrer uma diminuição, revelando o incremento de fadiga causado por todo o procedimento cirúrgico.

Tendo em conta os gráficos da figura B.2 é notável um aumento dos índices de fadiga muscular na fase inicial da tarefa. No decorrer da cirurgia existem variações dos sinais causadas pela diminuição/aumento da força produzida pelos músculos, causada pela necessidade de realização de diferentes movimentos para conseguir realizar a cirurgia. No final desta ocorre uma recuperação e presença de fadiga muscular, o que é bastante normal, tendo em conta o longo período de tempo

em que o cirurgião se encontra a realizar a tarefa.

No caso da figura B.3 ocorre um incremento visível durante a maioria da cirurgia, o que remete para um aumento da fadiga nos músculos, que vai de acordo com os resultados anteriores.

Numa visão geral, é possível a identificação de um aumento de fadiga com o decorrer da cirurgia mas como os canais apresentam variações semelhante, não é possível a identificação do músculo que apresenta uma maior taxa de fadiga.

Em relação os resultados obtidos no **cirurgião 3**, no caso da variação MF, os canais 1,2,5 e 6 apresentam uma diminuição mais linear que os restantes. Nestes últimos também é visível diminuições deste parâmetro ao longo da cirurgia(fig.B.4). Estas diminuições dão a indicação de um aumento dos índices de fadiga, estando assim mais presente nos canais com uma diminuição mais constante.

Relativamente aos gráficos presentes em B.5, através do uso do método de JASA, é visível que desde a fase inicial já é possível identificar índices de fadiga, contudo, durante a cirurgia as variações dos sinais indicam a existência de mudanças de força produzida, sendo estas normais, pois é necessário realizar diferentes atividades que exercem no corpo diferentes reações. Quando acontece a aproximação do final da cirurgia é mais evidente a existência de fadiga seguida de recuperação muscular.

O teste de Gaussianidade neste cirurgião(fig.B.6), não revela grandes alterações ao longo do procedimento cirúrgico, no entanto, em certas fases, revela a existência de uma diminuição das contrações musculares, indicando fadiga muscular.

No que diz respeito ao **cirurgião 4** os dados de MF(fig.B.7) não revelam um aumento dos índices de fadiga contínuo, existindo diversas variações ao longo do tempo. Na aquisição doze aconteceu um incremento elevado dos valores, o que a levou a uma posterior diminuição brusca de MF, correspondendo a um aumento elevado de fadiga muscular.

Através dos gráficosB.8, são observáveis variações mais significativas no Trapézio Superior. Na generalidade existiram dois períodos(4-6;11-16) em que ocorreram oscilações mais visíveis. Estas remetem para uma fase de recuperação e aparecimento de fadiga muscular, que podem ter sido ocasionadas pelas mudanças de força produzida pelo cirurgião.

Acerca do parâmetro de gaussianidade(B.9), este tende a evoluir para valores mais elevados; no entanto, nas fases iniciais dos dois períodos referidos anteriormente, ocorre um crescimento exponencial, levando também ao aumento da fadiga, na mesma gama de valores, pois estes dois parâmetros são diretamente proporcionais.

No **cirurgião 5**, quando analisados os dados referentes ao canal 4, é visível uma gama de valores nas primeiras oito aquisições, que não se enquadra nos parâmetros normais, o que leva a ser possível afirmar que neste período apenas foi adquirido ruído. Este pode ter sido causado por algum motivo externo, que tenha impedido a correta aquisição deste canal. Estes valores são bastante perceptíveis nas figuras B.10 e B.11.

Em relação aos restantes canais, estes, na figura B.10, apresentam bastante similaridade entre si. No respeitante, às variações dos índices de fadiga, estes numa visão geral, não são bastante significativos, contudo na fase final ocorre a maior variação deste parâmetro. Na fig. B.11, em

concordância com o gráfico anterior, também não ocorrem mudanças significativas dos parâmetros, à exceção do Trapézio Superior, que apresenta oscilações bastante visíveis no parâmetro da amplitude, levando assim à conclusão que este apresenta maiores evidências de fadiga.

Também no gráfico B.12 são visíveis maiores alterações no canal 1, chegando à mesma dedução feita anteriormente. No entanto, nos restantes canais, já ocorrem variações mais significativas que nos parâmetros anteriores, sendo que estes mostram uma evolução positiva, significando também um aumento de fadiga, embora não tão evidente como no Trapézio Superior.

O gráfico da figura B.13, referente ao parâmetro da frequência média obtida para o **cirurgião 6**, demonstra um decréscimo contínuo, do canal 1, desta variável; no entanto, na parte final, à exceção dos canais 5 e 6, também vai ocorrer uma diminuição linear. Na generalidade, os músculos apresentam uma diminuição mais acentuada na parte inicial, na aquisição 8 e na parte final, sendo estes os locais onde ocorreu um aumento dos índices de fadiga.

A partir dos gráficos da figura B.14, e com a utilização do método de JASA, é visível que o Trapézio Superior, relativamente aos restantes músculos, é o que apresenta um aumento de fadiga muscular mais acentuado, no decorrer do tempo. No entanto, os restantes também apresentam sinais de fadiga, principalmente na fase inicial, oitava aquisição e fase final, estando em concordância com os resultados anteriores. Estas fases de aumento de fadiga são seguidas por um momento de recuperação muscular. Estes aumentos de fadiga podem ser causados por uma habituação muscular à cirurgia na fase inicial e as oscilações de força produzida causando desgaste muscular nos restantes momentos.

A partir da análise dos resultados obtidos pelo teste de Gaussianidade, é possível observar que, relativamente ao Trapézio Superior, estes não são os esperados, quando comparados com as análises feitas com os parâmetros anteriores, não existindo um aumento de fadiga significativa. Os restantes canais permanecem na mesma gama de valores, não existindo variações bruscas, não revelando aumentos significativos de cansaço muscular.

Analisando os dados referentes ao **cirurgião 7**, relativamente aos valores de MF (fig. B.16, numa visão geral, os músculos apresentam um incremento de fadiga na parte inicial e final da cirurgia, sendo que os canais 1 e 4 descrevem uma diminuição mais acentuada, em relação aos restantes, exibindo assim um maior grau de fadiga.

Os gráficos presentes em B.17, vão de acordo com a análise da MF, apresentando um maior aparecimento de fadiga nas fases iniciais e finais, porém aqui é o Trapézio Superior que revela uma maior presença de fadiga. A fase intermédia é marcada pelas alterações de força produzida pelo cirurgião, que podem ter levado à manifestação de fadiga.

O teste de Gaussianidade mostra um elevado aumento na fase inicial, especialmente no canal 1. Apesar de ocorrerem diminuições acentuadas, o valor de gaussianidade tende a aumentar, representando um aumento da fadiga presente nos músculos.

5.2.2 Transformada de Wigner-Ville

Na interface das aquisições dinâmicas, outro dos processos de análise deste género de sinais é a Transformada de Wigner-Ville. Como referido anteriormente, esta pertence à classe de Cohen, que

analisa as variações de frequência no decorrer do tempo. Devido ao grande número de amostras recolhidas em cada aquisição e porque este método de análise necessita um grande poder computacional, foi impossível a realização da análise na íntegra do sinal. Assim, foi decidido utilizar este método em apenas uma contração de cada aquisição, sendo que esta foi identificada através do pico máximo, em cada sinal. Este foi obtido após o cálculo de envoltória do sinal original, usando a função *envelope* fornecida pelo MatLab. Quando identificado o pico, são recolhidos os valores da vizinhança, tendo assim a contração na totalidade.

Para a deteção da fadiga é utilizado o parâmetro da frequência média. A evolução necessária para que seja possível afirmar a existência de fadiga muscular é descrito na secção 5.1.2.

Os resultados obtidos para o **primeiro cirurgião** foram introduzido na tabela 5.6. Estes foram apresentados em forma de gráfico 5.8, facilitando a análise da sua evolução. Ao observar esta figura, é visível a similaridade existente entre os sinais, apenas existindo algumas discrepâncias com o canal 1. Os valores apresentados demonstram a ocorrência de uma diminuição ao longo do tempo, o que indica um aumento da fadiga presente nos músculos; esta diminuição não é constante, existindo picos que vão diminuindo ao longo do tempo. Através destes resultados é possível observar o aumento dos índices de fadiga em todos os músculos, durante a cirurgia, o que já seria de esperar.

Tabela 5.6: Resultados obtidos através da Transformada de Wigner-Ville para cirurgião 1

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18
1	101,84	85,48	111,48	115,43	47,59	103,08	112,64	46,15	85,77	66,69	83,63	57,56	100,11	101,46	39,11	100,55	84,58	88,29
2	127,21	98,09	100,97	115,41	52,31	44,31	92,07	51,76	103,25	43,75	42,34	41,91	70,33	49,66	49,66	32,73	39,17	39,27
3	78,23	84,74	42,94	117,99	51,43	45,45	109,97	52,31	80,25	44,55	39,01	48,25	78,35	40,31	37,61	33,06	49,15	41,78
4	69,41	71,37	59,98	80,14	39,29	39,39	87,14	85,01	104,43	53,06	47,62	51,85	58,35	40,44	39,15	32,89	43,47	43,12
5	79,94	76,59	72,71	83,38	40,63	38,76	98,04	68,70	85,24	39,18	49,65	47,89	55,99	35,43	40,71	30,36	40,23	37,52
6	99,01	79,72	67,02	89,44	45,31	44,35	100,95	45,54	106,11	46,09	52,31	43,15	63,39	44,53	43,92	33,05	45,82	39,99

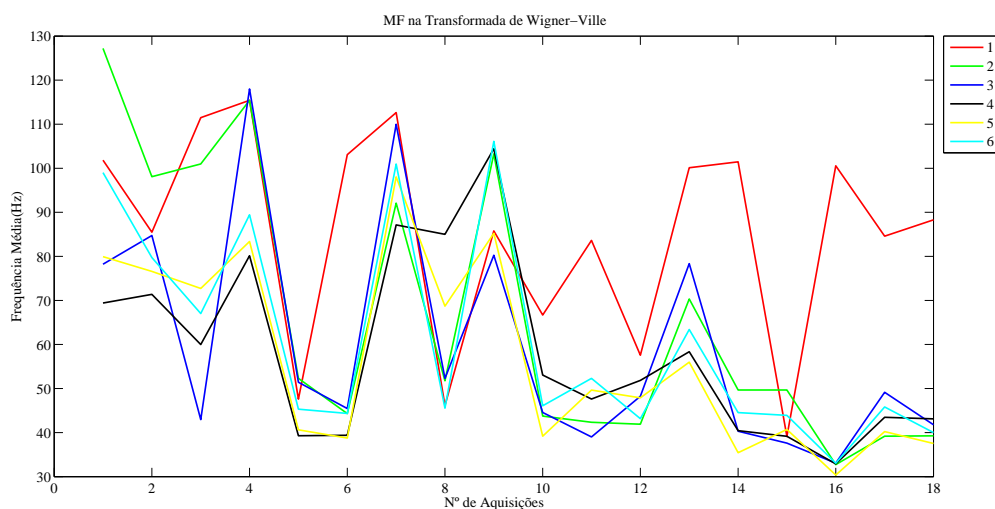
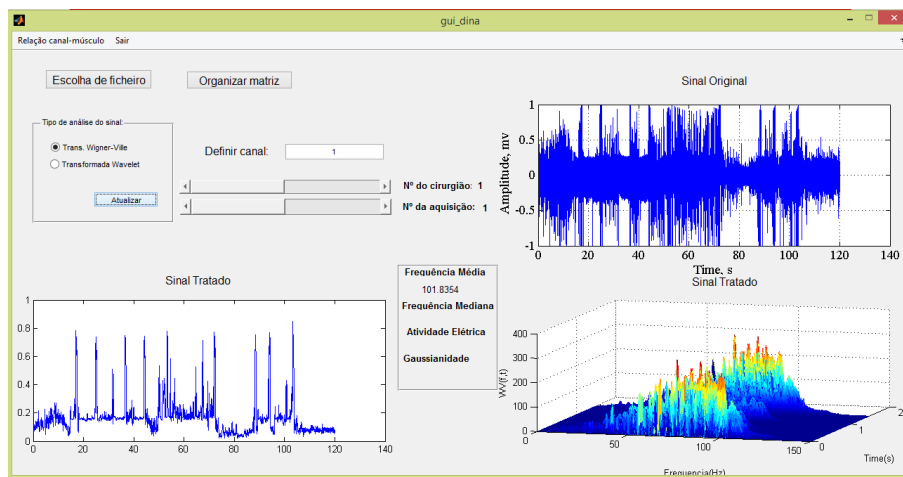
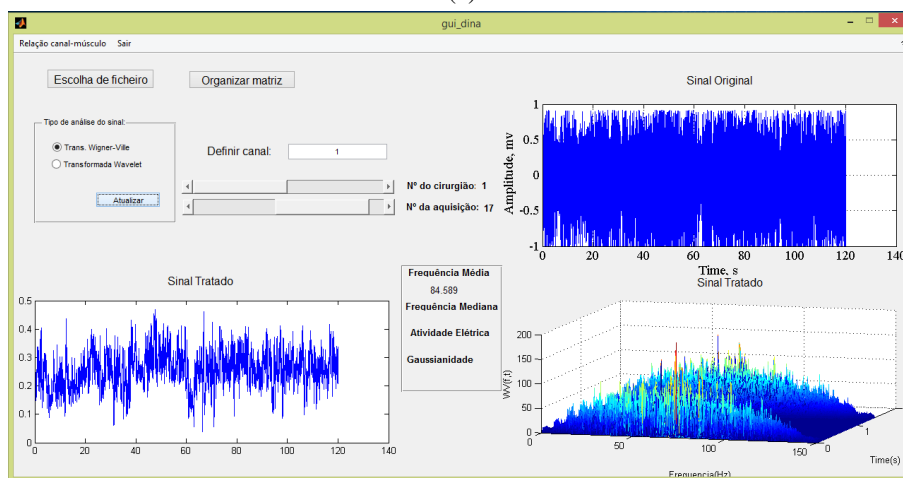


Figura 5.8: Frequência Média do cirurgião 1 para os músculos em estudo

Na figura 5.9 são apresentados sinais após a utilização da Transformada de Wigner-Ville. Estes são de aquisições realizadas em diferentes períodos da cirurgia, sendo 5.9a referente a uma aquisição inicial e 5.9b a uma na fase final. Através do gráfico encontrado no canto inferior direito é possível retirar conclusões acerca da fadiga existente pois, como podemos visualizar, ocorreu um deslocamento do espectro para valores mais baixos, remetendo para um aumento de fadiga.



(a)



(b)

Figura 5.9: (a) Análise usando Transformada de Wigner-Ville num sinal inicial da cirurgia ;(b)Análise usando Transformada de Wigner-Ville num sinal final da cirurgia

Os resultados obtidos para os diferentes cirurgiões, através desta transformada, são apresentados no anexo C.

Após a análise da figura C.1, referente ao **cirurgião 2**, verifica-se uma diminuição inicial dos valores de MF, o que revela um aumento da fadiga. Na fase intermédia ocorre a variação dos valores, que pode ser causado pelas movimentações e/ou mudanças nas tarefas a realizar pelo cirurgião. Numa visão geral, os valores deste parâmetro vão tender para frequências mais baixas, indicando o aumento do índice de fadiga muscular.

No que respeita aos dados do **cirurgião 3**(fig.C.2), o canal 1 apresenta valores mais elevados de frequência quando comparados com os restantes; contudo, é este que apresenta maiores indicadores de fadiga, ou seja, a percentagem de diminuição dos valores da frequência é maior. Nos restantes canais existem também indicadores de fadiga, no entanto não são tão perceptíveis.

Os valores obtidos através das aquisições do **cirurgião 4**, estão apresentados na figura C.3. Nesta existem dois momentos, que correspondem à aquisição 2 e 13, onde ocorreu um incremento brusco deste parâmetro. Este acontecimento, como referido anteriormente, pode ser causado por um aumento de força produzida pelo cirurgião; no entanto, na generalidade, os músculos tendem a apresentar um aumento de fadiga com o decorrer da cirurgia.

Relativamente aos resultados obtidos do **cirurgião 5** (fig.C.4), é perceptível uma diferença das variações do canal 1 em relação aos restantes, na fase inicial. Esta desigualdade pode ser devida à realização de alguma tarefa que faça uma maior utilização deste músculo. Caso fosse realizada uma regressão linear para cada músculo, esta iria apresentar um declive negativo, o que indica a diminuição dos valores de MF, o que revela um aumento de fadiga.

Quando analisado o gráfico da figura C.5(**cirurgião 6**), o Trapézio Superior exhibe grandes variações deste parâmetro, podendo ser provocado pelos movimentos realizados pelo cirurgião. Os restantes canais apresentam uma diminuição significativa na fase inicial, tal como o canal 1. Nas restantes aquisições não ocorrem grandes variações, permanecendo numa gama de valores baixos. Assim, todos os músculos em estudo apresentam um aumento dos índices de fadiga.

Em relação ao **cirurgião 7**, o gráfico presente na figura C.6 mostra uma variação dos valores de MF, para todos os canais; os valores têm propensão para diminuírem com o decorrer do tempo, ou seja, os valores de fadiga muscular vão aumentando com o tempo.

Estes dois métodos de análise(Wavelet e Transformada de Wigner-Ville), comprovaram a existência de um incremento de fadiga ao longo da cirurgia, sendo o expetável, pois o cirurgião necessita de realizar durante um longo período de tempo, movimentos bastante repetitivos, exercendo uma carga muscular bastante elevada. Relativamente à análise individual dos músculos em estudo,na generalidade, o Trapézio Superior apresenta um grau de fadiga mais elevando, levando à conclusão que este seja mais utilizado durante a cirurgia que os restantes, embora estes também apresentem um aumento dos índices de fadiga, com o decorrer do procedimento cirúrgico.

Tabela 5.7: Resultados obtidos através da Transformada de Wavelet para cirurgia 1

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	
1	Média (Hz)	154,89	98,13	71,23	59,51	61,47	59,98	58,48	71,89	65,19	57,41	55,70	62,02	63,82	60,75	55,94	62,66	56,16	55,29
	Mediana(Hz)	93,89	66,59	52,18	41,48	51,79	53,92	46,99	49,42	48,02	51,48	49,32	53,75	54,07	53,47	49,52	54,42	49,22	48,93
	Pico(mV)	0,164	0,194	0,221	0,221	0,272	0,292	0,292	0,218	0,241	0,260	0,292	0,287	0,337	0,333	0,223	0,292	0,267	0,265
	Gaussiano	0,340	0,278	0,247	0,259	0,233	0,235	0,201	0,249	0,268	0,254	0,236	0,236	0,198	0,209	0,276	0,236	0,253	0,255
2	Média (Hz)	115,24	89,65	137,17	82,85	66,48	89,30	51,43	77,34	41,95	79,84	72,53	79,95	82,15	86,51	86,27	77,05	84,33	84,62
	Mediana(Hz)	73,24	63,66	78,70	60,13	55,06	65,13	49,98	60,79	43,5	57,75	53,58	57,32	66,67	59,02	51,12	45,79	51,62	50,97
	Pico(mV)	0,173	0,217	0,106	0,088	0,067	0,049	0,136	0,137	0,065	0,043	0,064	0,070	0,072	0,088	0,047	0,038	0,076	0,032
	Gaussiano	0,335	0,280	0,356	0,361	0,398	0,412	0,322	0,306	0,379	0,418	0,401	0,396	0,389	0,376	0,414	0,421	0,388	0,436
3	Média (Hz)	89,10	73,40	127,36	65,87	76,09	73,26	59,22	85,68	46,27	74,07	72,88	65,66	80,67	79,89	66,72	68,01	65,39	66,48
	Mediana(Hz)	68,36	61,51	75,01	59,92	62,49	68,55	59,63	69,00	40,21	65,68	69,33	57,96	62,22	59,14	53,21	59,11	58,97	57,39
	Pico(mV)	0,091	0,162	0,075	0,084	0,066	0,101	0,113	0,106	0,057	0,091	0,085	0,095	0,065	0,084	0,075	0,039	0,098	0,089
	Gaussiano	0,356	0,286	0,385	0,363	0,399	0,367	0,336	0,337	0,398	0,374	0,383	0,367	0,393	0,383	0,391	0,425	0,365	0,377
4	Média (Hz)	53,08	37,95	55,95	45,17	64,67	83,66	49,48	57,41	51,59	106,31	93,53	80,48	72,97	118,26	87,69	78,95	81,91	88,99
	Mediana(Hz)	48,08	30,67	52,41	40,62	51,85	67,733	49,65	50,96	53,76	79,27	77,89	64,43	62,39	76,10	74,79	64,64	65,29	64,82
	Pico(mV)	0,088	0,201	0,057	0,078	0,077	0,105	0,125	0,107	0,067	0,071	0,102	0,112	0,071	0,064	0,081	0,035	0,116	0,088
	Gaussiano	0,357	0,242	0,399	0,378	0,397	0,372	0,349	0,345	0,392	0,403	0,371	0,361	0,402	0,412	0,383	0,434	0,358	0,377
5	Média (Hz)	42,25	39,05	55,19	30,06	51,06	113,81	55,58	44,43	35,65	88,56	66,14	82,13	70,58	127,66	103,53	80,94	104,27	101,19
	Mediana(Hz)	48,00	30,11	50,62	38,54	51,63	79,59	48,72	42,12	37,82	67,65	57,24	64,49	66,34	77,63	73,97	66,89	71,79	71,50
	Pico(mV)	0,076	0,164	0,049	0,057	0,044	0,060	0,094	0,092	0,045	0,042	0,066	0,053	0,051	0,039	0,071	0,043	0,058	0,045
	Gaussiano	0,359	0,278	0,408	0,383	0,419	0,415	0,363	0,348	0,414	0,428	0,386	0,411	0,413	0,439	0,401	0,426	0,416	0,432
6	Média (Hz)	43,46	51,18	60,56	34,02	52,02	110,34	54,71	51,62	50,64	100,42	92,77	90,72	72,37	102,42	97,34	87,78	99,84	90,65
	Mediana(Hz)	48,44	51,84	56,36	38,96	52,48	71,11	52,58	54,98	50,27	74,39	62,09	60,17	59,66	76,27	65,95	65,30	67,36	62,47
	Pico(mV)	0,084	0,167	0,061	0,061	0,053	0,095	0,095	0,107	0,067	0,094	0,104	0,106	0,067	0,092	0,102	0,064	0,099	0,095
	Gaussiano	0,351	0,289	0,399	0,387	0,420	0,380	0,356	0,342	0,399	0,377	0,373	0,367	0,404	0,383	0,370	0,418	0,378	0,376

Capítulo 6

Considerações Finais

6.1 Conclusões e Trabalho Futuro

Nas últimas décadas, o uso de eletromiografia tem vindo a aumentar consideravelmente, devido ao fácil uso; contudo, o seu estudo é um pouco complicado e atualmente, ainda existe pouca informação no uso clínico.

O sinal de EMG pode ser usado para várias finalidades, sendo uma das principais a deteção de presença de fadiga muscular. Para se realizar a deteção de fadiga é necessária a utilização de parâmetros adquiridos através da análise do sinal, como por exemplo, a amplitude, frequência e velocidade de condução. Estes parâmetros são de extrema importância, sendo que para a obtenção dos mesmos é necessário a utilização de métodos de análise.

Os sinais eletromiográficos foram retirados em diferentes momentos da cirurgia, podendo estes serem divididos em duas categorias: aquisições isométricas e dinâmicas. As aquisições isométricas foram adquiridas numa fase anterior e posterior à cirurgia; já no caso das dinâmicas, estas foram recolhidas durante o decorrer do procedimento cirúrgico. Como referido, existe uma variedade de métodos de análise de sinal que possibilita a deteção de fadiga; contudo, dependendo do tipo de aquisição que é estudada, também varia a escolha do método a utilizar. Assim, foram escolhidas duas metodologias de análise para cada tipo de aquisição, tendo por um lado, para as aquisições isométricas, o uso da velocidade de condução das fibras musculares e o espectrograma; e por outro, para as aquisições dinâmicas, as Transformadas de Wigner-Ville e Wavelets.

Durante o estudo das aquisições, foi evidenciado um problema que ocorreu durante a recolha dos sinais. Este foi devido à escolha incorreta do modo do amplificador durante a recolha, causando a introdução de erros no sinal. Devido a este erro, todos os sinais foram comprometidos, principalmente os obtidos através da matriz de 64 eléctrodos, o que impossibilitou o cálculo da velocidade de condução. Assim, no que diz respeito a este parâmetro, apenas foi possível a realização de um teste simulado para comprovar a validade do algoritmo, obtendo resultados positivos.

Apesar dos dados dos sensores bipolares também sofrerem alterações devido à introdução de erros estes ainda podem ser utilizados no estudo. O grupo das aquisições isométricas ficou assim reduzido a um método de análise; contudo, através deste foram evidenciados aumentos nos níveis

de fadiga presentes nos músculos, quando comparados os sinais pré e pós cirurgia. Estes resultados vêm reafirmar as suposições feitas, comprovando que a repetição de movimentos durante longos períodos de tempo causaria desgaste muscular. Quando analisados os músculos, individualmente, foi presenciada uma similaridade entre os diferentes cirurgões, em que os músculos do Trapézio Inferior e da coluna apresentaram graus de fadiga superiores aos restantes, significando que estes têm tendência a um maior desgaste.

Relativamente às aquisições dinâmicas, ambos os métodos (Wavelet e Wigner-Ville) revelaram um aumento de fadiga nos músculos em estudo, durante a cirurgia; contudo, quando usado o método JASA, foi possível realizar uma análise mais detalhada. Através desta foi observado um aumento de fadiga mais acentuado na fase inicial e final da cirurgia, sendo que aquela pode ser causada pela habituação muscular à cirurgia e às variações de força exercida durante esta. No referente ao músculo que apresentou índices de fadiga mais elevados, na generalidade, foi o Trapézio Superior. No entanto, quando comparado com os resultados obtidos nas aquisições isométricas, não é evidenciada concordância de resultados, levando assim à suposição que, apesar do Trapézio Superior apresentar índices mais elevados que o Inferior e o músculo da coluna, durante a cirurgia, TS vai possuir uma taxa de recuperação superior a estes últimos, não apresentando assim sinais tão evidentes de fadiga na aquisição feita após a finalização da cirurgia.

Em relação ao trabalho futuro, é necessária a aquisição de novos sinais e numa maior quantidade de cirurgões, possibilitando um estudo estatístico, em vez de casos de estudo. Um método que iria melhorar a compreensão e análise dos sinais, seria a captura em formato de vídeo ou a utilização de marcadores que proporcionariam a captura do movimento realizado pelo cirurgião, ajudando a identificar a existência de algum movimento que agrave o desgaste muscular.

Anexo A

Resultados Aquisições Isométricas(Espectrograma)

A.1 Cirurgia 2

Tabela A.1: Aquisição nº1 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	71,76	66,75	72,97	70,92	73,44	81,95
	Depois	71,24	71,19	71,65	85,29	102,55	94,16
Média na (Hz)	Antes	62,04	50,77	50,67	50,66	50,71	50,79
	Depois	62,69	50,91	50,67	56,03	61,01	63,26
Pico (mV)	Antes	0,439	0,312	0,206	0,212	0,269	0,178
	Depois	0,639	0,217	0,204	0,136	0,159	0,136
Incremento Antes/Depois(%)	Média	-0,72	6,65	-1,81	20,26	39,64	14,90
	Mediana	1,05	0,28	0,00	10,60	20,31	24,55
	Pico	45,56	-30,45	-0,97	-35,85	-40,89	-23,60

Tabela A.2: Aquisição nº2 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	72,12	72,72	79,96	81,27	64,84	104,38
	Depois	67,7	68,67	68,23	80,74	96,44	95,14
Média na (Hz)	Antes	61,65	50,76	50,49	50,64	50,68	63,43
	Depois	60,64	50,7	50,57	51,33	50,61	63,56
Pico (mV)	Antes	0,422	0,137	0,122	0,149	0,362	0,119
	Depois	0,374	0,107	0,159	0,114	0,094	0,072
Incremento Antes/Depois(%)	Média	-6,13	-5,57	-14,67	-0,65	48,74	-8,85
	Mediana	-1,64	-0,12	0,16	1,36	-0,14	0,20
	Pico	-11,37	-21,90	30,33	-23,49	-74,03	-39,50

Tabela A.3: Aquisição nº3 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	78,43	77,67	61,93	62,7	58,18	62,46
	Depois	72,41	82,91	54,33	59,83	51,14	70,33
Média na (Hz)	Antes	50,8	65,36	47,83	46,13	50,46	45,71
	Depois	60,68	77,01	46,49	46,01	44,19	54,41
Pico (mV)	Antes	0,153	0,316	0,267	0,253	0,457	0,251
	Depois	0,155	0,379	0,345	0,262	0,302	0,229
Incremento Antes/Depois(%)	Média	-7,68	6,75	-12,27	-4,58	-12,10	12,60
	Mediana	19,45	17,82	-2,80	-0,26	-12,43	19,03
	Pico	1,31	19,94	29,21	3,56	-33,92	-8,76

Tabela A.4: Aquisição nº4 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	69,33	65,84	56,83	61,52	54,23	64,24
	Depois	71,63	65,64	51,19	66,08	51,03	77,98
Média na (Hz)	Antes	50,61	55,22	44,39	46,8	50,06	48,92
	Depois	50,67	57,7	42,42	48,42	44,86	57,47
Pico (mV)	Antes	0,082	0,235	0,162	0,181	0,266	0,142
	Depois	0,108	0,197	0,227	0,159	0,294	0,141
Incremento Antes/Depois(%)	Média	3,32	-0,30	-9,92	7,41	-5,90	21,39
	Mediana	0,12	4,49	-4,44	3,46	-10,39	17,48
	Pico	31,71	-16,17	40,12	-12,15	10,53	-0,70

A.2 Cirurgião 3

Tabela A.5: Aquisição nº1 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	73,23	54,79	60,1	64,01	90,53	72
	Depois	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Mediana (Hz)	Antes	65,51	50,64	50,66	50,57	50,79	50,05
	Depois	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Pico (mV)	Antes	0,425	0,349	0,303	0,197	0,175	0,119
	Depois	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Incremento Antes/Depois(%)	Média	-	-	-	-	-	-
	Mediana	-	-	-	-	-	-
	Pico	-	-	-	-	-	-

Tabela A.6: Aquisição nº2 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	66,83	68,31	74,04	63,77	67,41	111,98
	Depois	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Mediana (Hz)	Antes	51,03	50,71	50,72	50,46	50,68	60,18
	Depois	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Pico (mV)	Antes	0,367	0,263	0,232	0,187	0,291	0,163
	Depois	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Incremento Antes/Depois(%)	Média	-	-	-	-	-	-
	Mediana	-	-	-	-	-	-
	Pico	-	-	-	-	-	-

Tabela A.7: Aquisição nº3 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	67,25	63,7	67,12	72,09	62,75	71,71
	Depois	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Mediana (Hz)	Antes	50,71	50,66	48,67	50,71	50,68	50,81
	Depois	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Pico (mV)	Antes	0,105	0,211	0,134	0,208	0,189	0,136
	Depois	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Incremento Antes/Depois(%)	Média	-	-	-	-	-	-
	Mediana	-	-	-	-	-	-
	Pico	-	-	-	-	-	-

Tabela A.8: Aquisição nº4 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	72,06	82,98	104,09	74,73	76,88	77,24
	Depois	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Mediana (Hz)	Antes	50,71	50,83	50,91	50,78	50,72	50,76
	Depois	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Pico (mV)	Antes	0,209	0,213	0,166	0,182	0,211	0,177
	Depois	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Incremento Antes/Depois(%)	Média	-	-	-	-	-	-
	Mediana	-	-	-	-	-	-
	Pico	-	-	-	-	-	-

A.3 Cirurgião 4

Tabela A.9: Aquisição nº1 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	101,65	83,9	86,43	105,25	93,59	112,23
	Depois	100,91	84,86	95,44	112,85	102,16	107,31
Mediana (Hz)	Antes	78,72	69,69	55,07	70,65	56,47	76,59
	Depois	75,65	63,8	52,08	53,06	53,32	52,29
Pico (mV)	Antes	0,771	0,445	0,216	0,135	0,181	0,183
	Depois	0,759	0,387	0,206	0,154	0,185	0,156
Incremento Antes/Depois(%)	Média	-0,73	1,14	10,42	7,22	9,16	-4,38
	Mediana	-3,90	-8,45	-5,43	-24,90	-5,58	-31,73
	Pico	-1,56	-13,03	-4,63	14,07	2,21	-14,75

Tabela A.10: Aquisição nº2 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	83,06	74,87	90,82	96,13	99,4	100,11
	Depois	89,84	93,18	105,02	115,29	106,78	99,99
Mediana (Hz)	Antes	67,93	61,12	55,37	60,84	55,27	62,69
	Depois	70,28	69,96	65,07	76,79	62,41	54,01
Pico (mV)	Antes	0,594	0,223	0,143	0,128	0,156	0,143
	Depois	0,58	0,191	0,141	0,115	0,132	0,128
Incremento Antes/Depois(%)	Média	8,16	24,46	15,64	19,93	7,42	-0,12
	Mediana	3,46	14,46	17,52	26,22	12,92	-13,85
	Pico	-2,36	-14,35	-1,40	-10,16	-15,38	-10,49

Tabela A.11: Aquisição nº3 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	74,19	81,37	78,7	68,98	57,85	52,22
	Depois	136,28	125,12	134,26	142,78	112,91	134,45
Mediana (Hz)	Antes	50,59	50,89	50,31	56,63	49,23	38,79
	Depois	50,96	50,85	50,96	50,99	50,95	50,95
Pico (mV)	Antes	0,165	0,175	0,164	0,158	0,225	0,157
	Depois	0,561	0,587	0,548	0,538	0,593	0,549
Incremento Antes/Depois(%)	Média	83,69	53,77	70,60	106,99	95,18	157,47
	Mediana	0,73	-0,08	1,29	-9,96	3,49	31,35
	Pico	240,00	235,43	234,15	240,51	163,56	249,68

Tabela A.12: Aquisição nº4 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	69,76	74,32	71,14	67,53	63,22	52,54
	Depois	143,51	105,68	116,44	119,46	82,39	98,99
Mediana (Hz)	Antes	50,47	50,76	39,52	50,8	46,64	40,69
	Depois	52,81	50,93	51,82	62,12	51,87	51,52
Pico (mV)	Antes	0,141	0,163	0,119	0,122	0,114	0,133
	Depois	0,09	0,176	0,148	0,164	0,248	0,191
Incremento Antes/Depois(%)	Média	105,72	42,20	63,68	76,90	30,32	88,41
	Mediana	4,64	0,33	31,12	22,28	11,21	26,62
	Pico	-36,17	7,98	24,37	34,43	117,54	43,61

A.4 Cirurgião 5

Tabela A.13: Aquisição nº1 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	89,04	88,67	57,42	584,29	97,94	96,66
	Depois	79,64	75,25	73,23	76,52	71,74	79,99
Mediana (Hz)	Antes	77,8	60,61	50,63	599,92	50,83	61,04
	Depois	67,63	50,84	50,68	50,82	50,69	50,81
Pico (mV)	Antes	0,513	0,214	0,613	0,043	0,127	0,149
	Depois	0,451	0,175	0,266	0,191	0,248	0,176
Incremento Antes/Depois(%)	Média	-10,56	-15,13	27,53	-86,90	-26,75	-17,25
	Mediana	-13,07	-16,12	0,10	-91,53	-0,28	-16,76
	Pico	-12,09	-18,22	-56,61	344,19	95,28	18,12

Tabela A.14: Aquisição nº2 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	86,35	88,72	55,57	616,92	103,04	104,72
	Depois	81,5	78,09	99,33	84,23	78,35	84,14
Mediana (Hz)	Antes	75,26	59,71	50,63	649,75	54,67	75,27
	Depois	70,01	50,79	50,92	50,86	50,72	50,86
Pico (mV)	Antes	0,423	0,165	0,637	0,04	0,11	0,124
	Depois	0,412	0,151	0,2	0,148	0,196	0,155
Incremento Antes/Depois(%)	Média	-5,62	-11,98	78,75	-86,35	-23,96	-19,65
	Mediana	-6,98	-14,94	0,57	-92,17	-7,23	-32,43
	Pico	-2,60	-8,48	-68,60	270,00	78,18	25,00

Tabela A.15: Aquisição nº3 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	82,93	95,42	60,38	473,89	54,9	75,79
	Depois	79,24	74,92	59,34	73,37	55,32	74,28
Mediana (Hz)	Antes	73,67	75,4	54,82	449,73	50,13	53,19
	Depois	70,61	60,91	50,59	50,56	41,54	52,66
Pico (mV)	Antes	0,392	0,485	0,538	0,035	0,572	0,241
	Depois	0,284	0,285	0,224	0,155	0,269	0,202
Incremento Antes/Depois(%)	Média	-4,45	-21,48	-1,72	-84,52	0,77	-1,99
	Mediana	-4,15	-19,22	-7,72	-88,76	-17,14	-1,00
	Pico	-27,55	-41,24	-58,36	342,86	-52,97	-16,18

Tabela A.16: Aquisição nº4 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	82,36	91,44	54,26	481,29	51,86	81,29
	Depois	78,42	79,56	62,13	76,55	62,87	75,62
Mediana (Hz)	Antes	72,13	68,51	48,64	450,86	46,78	57,35
	Depois	67,33	66,11	47,64	50,96	40,69	55,01
Pico (mV)	Antes	0,264	0,291	0,287	0,036	0,278	0,137
	Depois	0,187	0,172	0,147	0,116	0,164	0,159
Incremento Antes/Depois(%)	Média	-4,78	-12,99	14,50	-84,09	21,23	-6,98
	Mediana	-6,65	-3,50	-2,06	-88,70	-13,02	-4,08
	Pico	-29,17	-40,89	-48,78	222,22	-41,01	16,06

A.5 Cirurgia 6

Tabela A.17: Aquisição nº1 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	73,61	104,35	106,48	79,59	72,53	80,75
	Depois	72,56	96,34	63,59	63,48	81,62	87,66
Mediana (Hz)	Antes	65,09	84,09	67,65	50,61	50,69	50,67
	Depois	63,51	78,9	41,51	41,28	50,68	55,69
Pico (mV)	Antes	0,215	0,113	0,155	0,169	0,216	0,163
	Depois	0,285	0,119	0,109	0,099	0,109	0,109
Incremento Antes/Depois(%)	Média	-1,43	-7,68	-40,28	-20,24	12,53	8,56
	Mediana	-2,43	-6,17	-38,64	-18,44	-0,02	9,91
	Pico	32,56	5,31	-29,68	-41,42	-49,54	-33,13

Tabela A.18: Aquisição nº2 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	75,26	98,386	82,93	88,51	71,88	88,17
	Depois	74,74	107,44	77,94	77,29	98,92	104,58
Mediana (Hz)	Antes	66,29	66,4	52,31	50,79	50,69	50,79
	Depois	65,56	87,22	43,31	50,71	58,71	69,32
Pico (mV)	Antes	0,203	0,113	0,172	0,167	0,259	0,189
	Depois	0,358	0,088	0,157	0,153	0,11	0,092
Incremento Antes/Depois(%)	Média	-0,69	9,20	-6,02	-12,68	37,62	18,61
	Mediana	-1,10	31,36	-17,21	-0,16	15,82	36,48
	Pico	76,35	-22,12	-8,72	-8,38	-57,53	-51,32

Tabela A.19: Aquisição nº3 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
	Depois	79,54	132,29	52,57	56,49	53,66	83,53
Mediana (Hz)	Antes	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
	Depois	63,84	112,88	46,39	40,59	44,98	55,19
Pico (mV)	Antes	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
	Depois	0,231	0,135	0,405	0,169	0,199	0,113
Incremento Antes/Depois(%)	Média	-	-	-	-	-	-
	Mediana	-	-	-	-	-	-
	Pico	-	-	-	-	-	-

Tabela A.20: Aquisição nº4 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	73,12	66,6	50,84	66,87	51,35	59,04
	Depois	74,12	87,98	51,09	57,98	54,53	87,19
Mediana (Hz)	Antes	50,78	50,69	46,44	51,38	43,79	46,66
	Depois	58,25	51,44	46,06	41,93	44,03	59,78
Pico (mV)	Antes	0,119	0,256	0,206	0,133	0,138	0,153
	Depois	0,075	0,104	0,322	0,147	0,152	0,083
Incremento Antes/Depois(%)	Média	1,37	32,10	0,49	-13,29	6,19	47,68
	Mediana	14,71	1,48	-0,82	-18,39	0,55	28,12
	Pico	-36,97	-59,38	56,31	10,53	10,14	-45,75

A.6 Cirurgião 7

Tabela A.21: Aquisição nº1 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	84,63	86,78	80,81	113,94	102,18	109,46
	Depois	86,72	89,12	88,11	89,79	89,44	88,99
Mediana (Hz)	Antes	64,35	67,94	50,95	71,83	65,08	71,05
	Depois	57,65	50,6	50,57	50,59	50,63	50,57
Pico (mV)	Antes	0,816	0,379	0,191	0,145	0,162	0,153
	Depois	0,751	0,528	0,519	0,453	0,496	0,534
Incremento Antes/Depois(%)	Média	2,47	2,70	9,03	-21,20	-12,47	-18,70
	Mediana	-10,41	-25,52	-0,75	-29,57	-22,20	-28,82
	Pico	-7,97	39,31	171,73	212,41	206,17	249,02

Tabela A.22: Aquisição nº2 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	79,16	91,27	101,49	109,55	99,88	103,21
	Depois	78,3	99,69	101,79	399,18	101,91	99,96
Mediana (Hz)	Antes	65,72	57,23	63,51	68,32	63,63	63,1
	Depois	63,09	78,26	71,63	350,73	73,36	68,74
Pico (mV)	Antes	0,751	0,162	0,111	0,096	0,111	0,102
	Depois	0,799	0,148	0,151	0,015	0,194	0,164
Incremento Antes/Depois(%)	Média	-1,09	9,23	0,30	264,38	2,03	-3,15
	Mediana	-4,00	36,75	12,79	413,36	15,29	8,94
	Pico	6,39	-8,64	36,04	-84,38	74,77	60,78

Tabela A.23: Aquisição nº3 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	73,41	78,47	56,52	56,08	54,65	62,98
	Depois	53,36	56,49	48,64	451,29	49,7	57,85
Mediana (Hz)	Antes	62,15	62,84	47,41	46,2	46,27	55,15
	Depois	33,45	41,064	38,43	431,35	43,19	46,68
Pico (mV)	Antes	0,302	0,539	0,604	0,357	0,542	0,467
	Depois	0,146	0,358	0,379	0,018	0,398	0,285
Incremento Antes/Depois(%)	Média	-27,31	-28,01	-13,94	704,73	-9,06	-8,15
	Mediana	-46,18	-34,65	-18,94	833,66	-6,66	-15,36
	Pico	-51,66	-33,58	-37,25	-94,96	-26,57	-38,97

Tabela A.24: Aquisição nº4 feita para diferentes músculos

		Trap.Sup.(1)	Trap. Méd.(2)	Trap. Inf.(3)	Spinae(4)	Trap. Inf.(5)	Spinae(6)
Média (Hz)	Antes	83,19	72,78	56,38	57,96	53,83	63,08
	Depois	63,16	75,46	53,39	416,41	55,01	62,13
Mediana (Hz)	Antes	52,17	65,03	47,92	47,79	45,82	55,46
	Depois	50,66	65,83	42,76	376,29	46,42	51,51
Pico (mV)	Antes	0,131	0,555	0,488	0,334	0,481	0,369
	Depois	0,159	0,377	0,301	0,017	0,346	0,248
Incremento Antes/Depois(%)	Média	-24,08	3,68	-5,30	618,44	2,19	-1,51
	Mediana	-2,89	1,23	-10,77	687,38	1,31	-7,12
	Pico	21,37	-32,07	-38,32	-94,91	-28,07	-32,79

Anexo B

Resultados Aquisições Dinâmicas(Wavelets)

B.1 Cirurgião 2

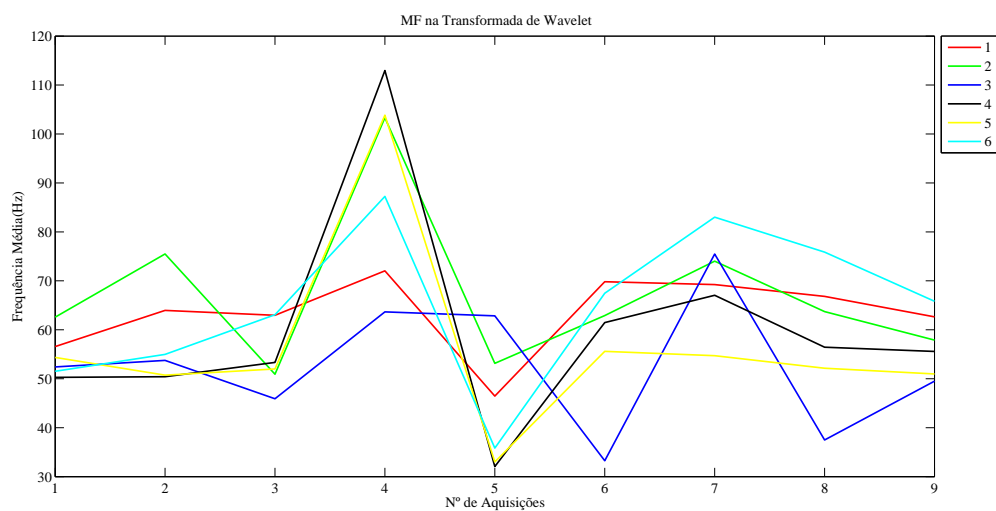


Figura B.1: MF do cirurgião 2 para os músculos em estudo

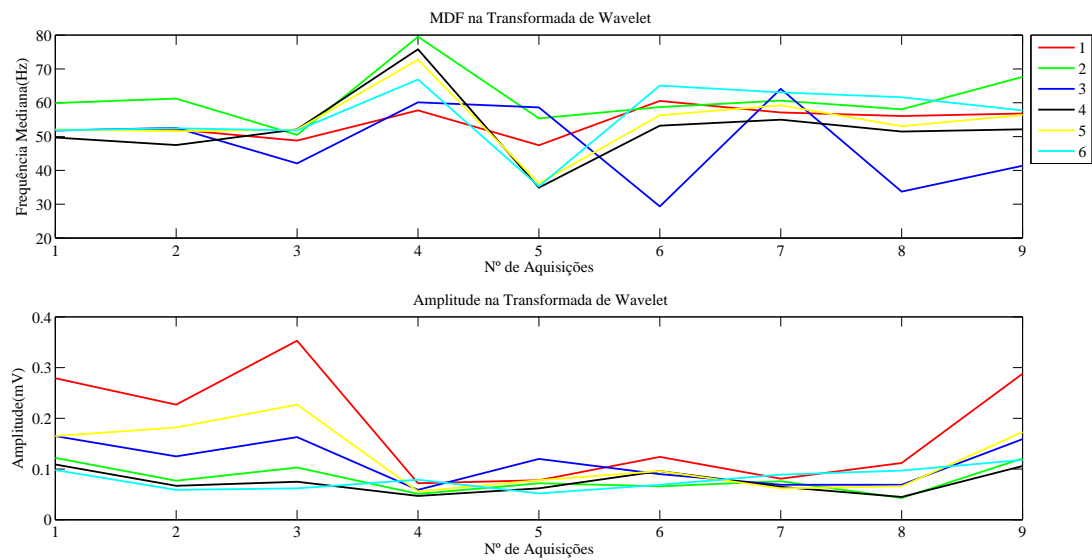


Figura B.2: MDF e Amplitude do cirurgião 2 para os músculos em estudo

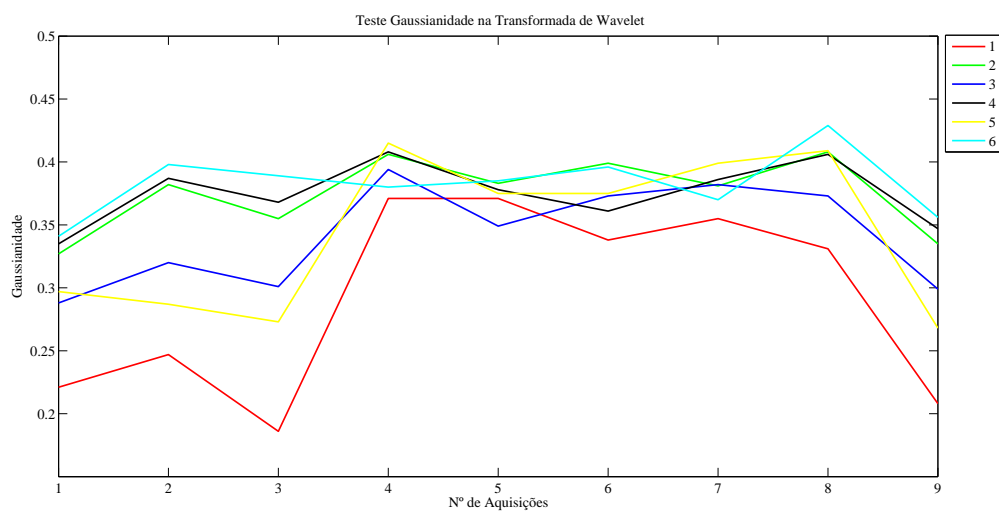


Figura B.3: Gaussianidade do cirurgião 2 para os músculos em estudo

B.2 Cirurgião 3

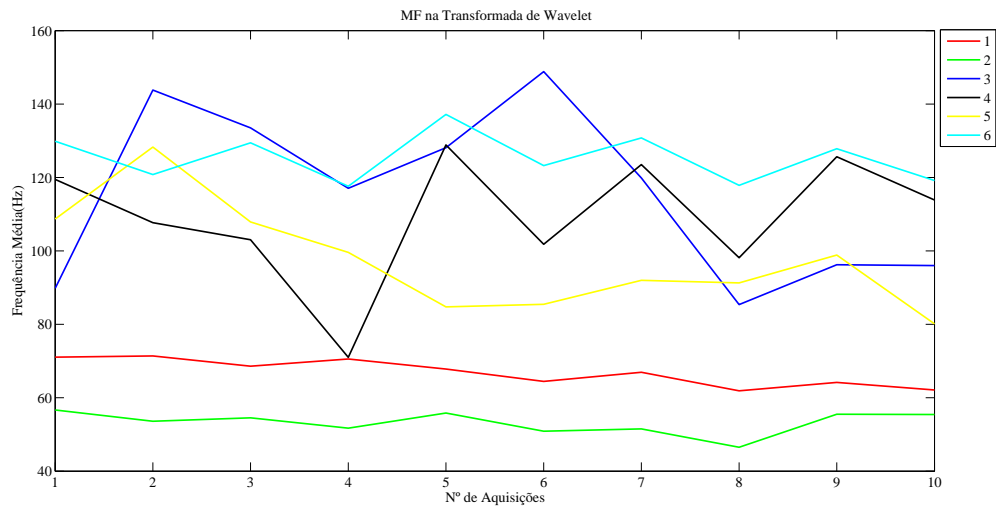


Figura B.4: MF do cirurgião 3 para os músculos em estudo

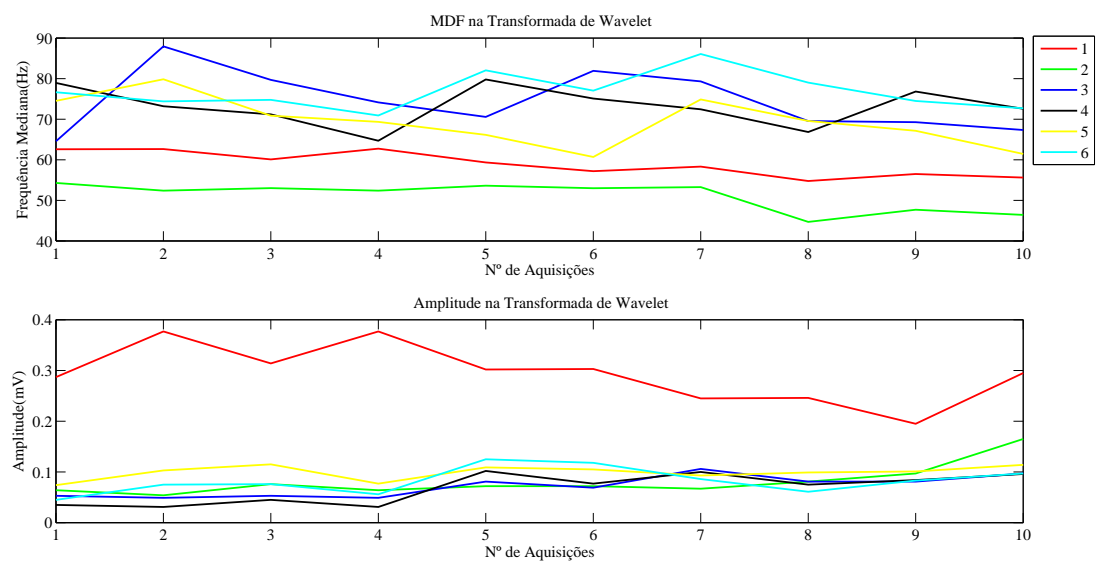


Figura B.5: MDF e Amplitude do cirurgião 3 para os músculos em estudo

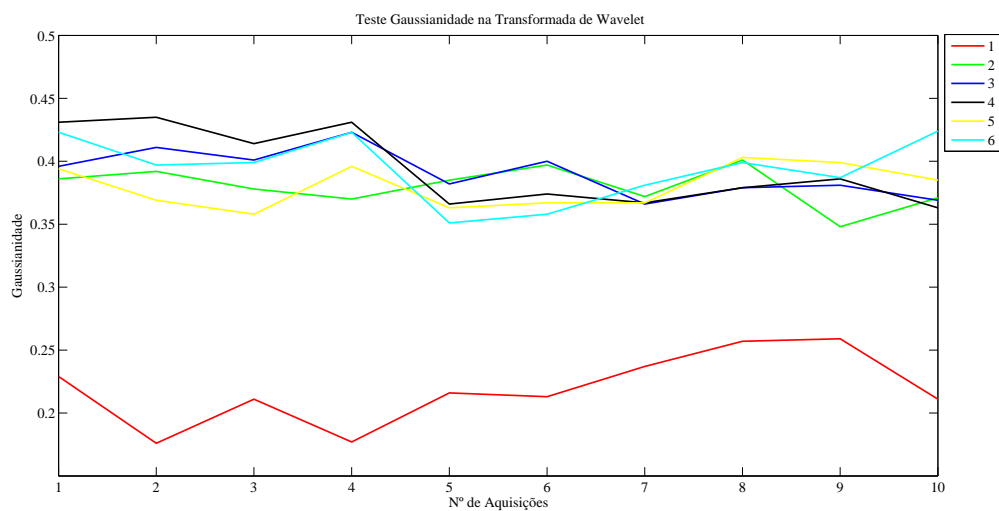


Figura B.6: Gaussianidade do cirurgião 3 para os músculos em estudo

B.3 Cirurgião 4

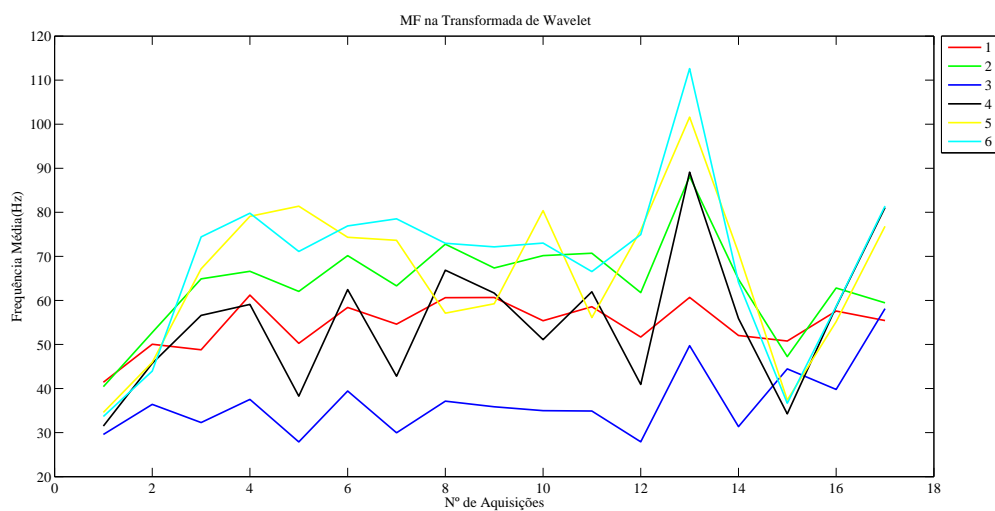


Figura B.7: MF do cirurgião 4 para os músculos em estudo

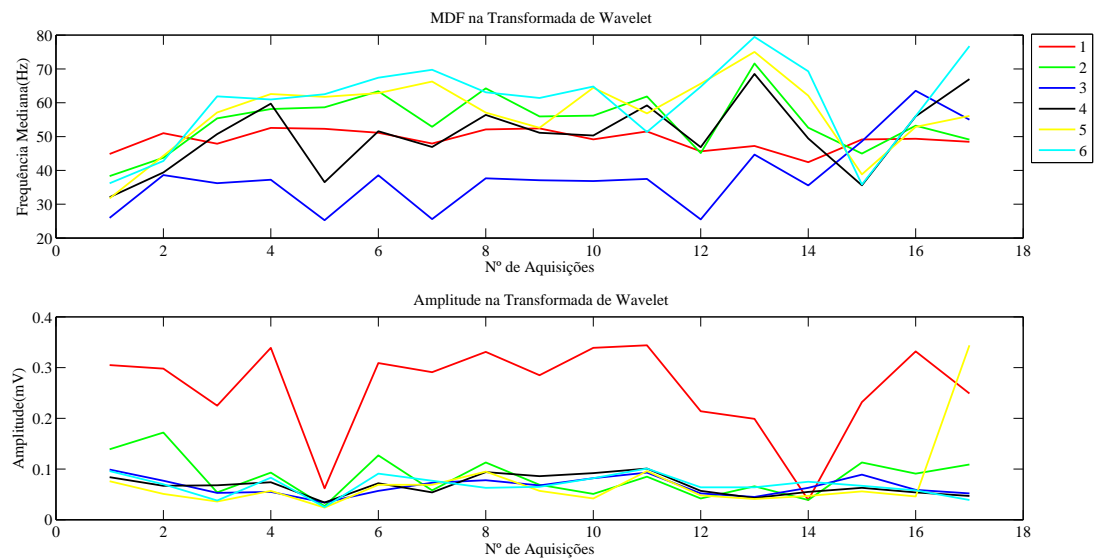


Figura B.8: MDF e Amplitude do cirurgião 4 para os músculos em estudo

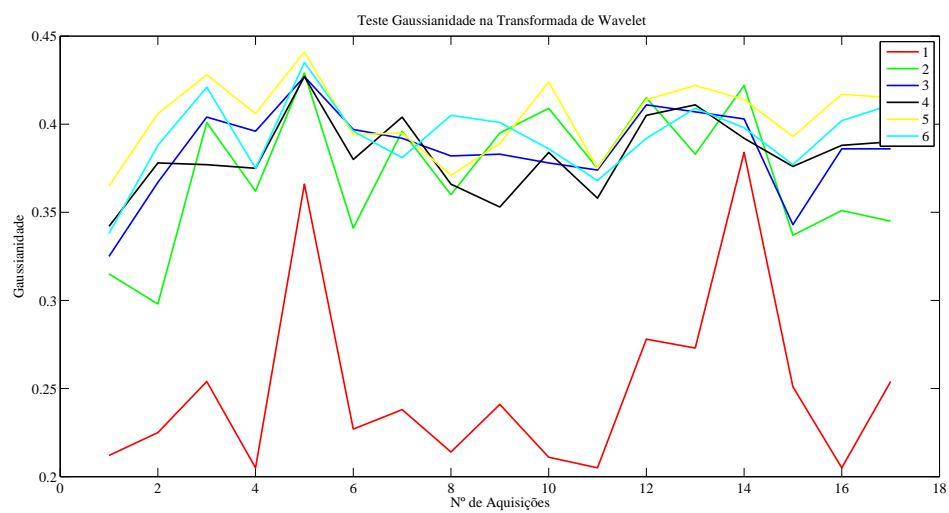


Figura B.9: Gaussianidade do cirurgião 4 para os músculos em estudo

B.4 Cirurgião 5

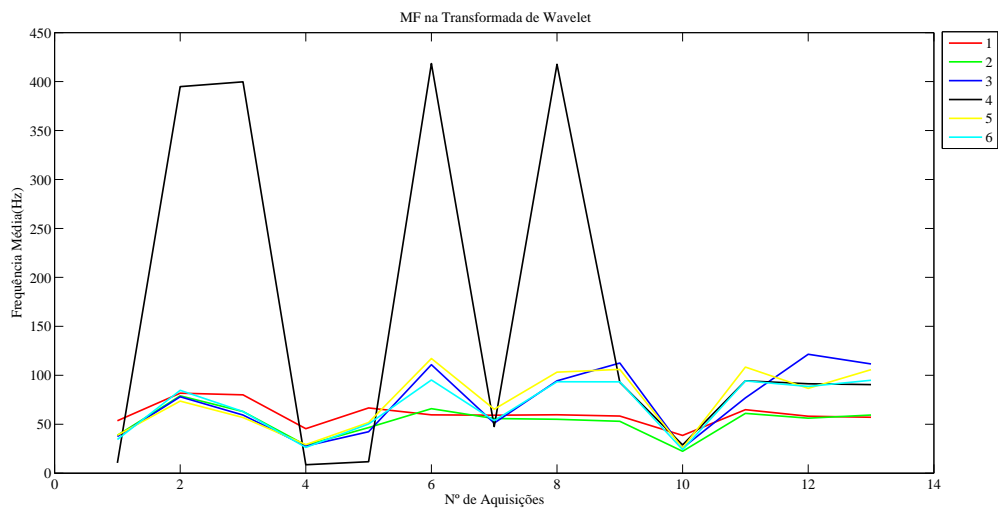


Figura B.10: MF do cirurgião 5 para os músculos em estudo

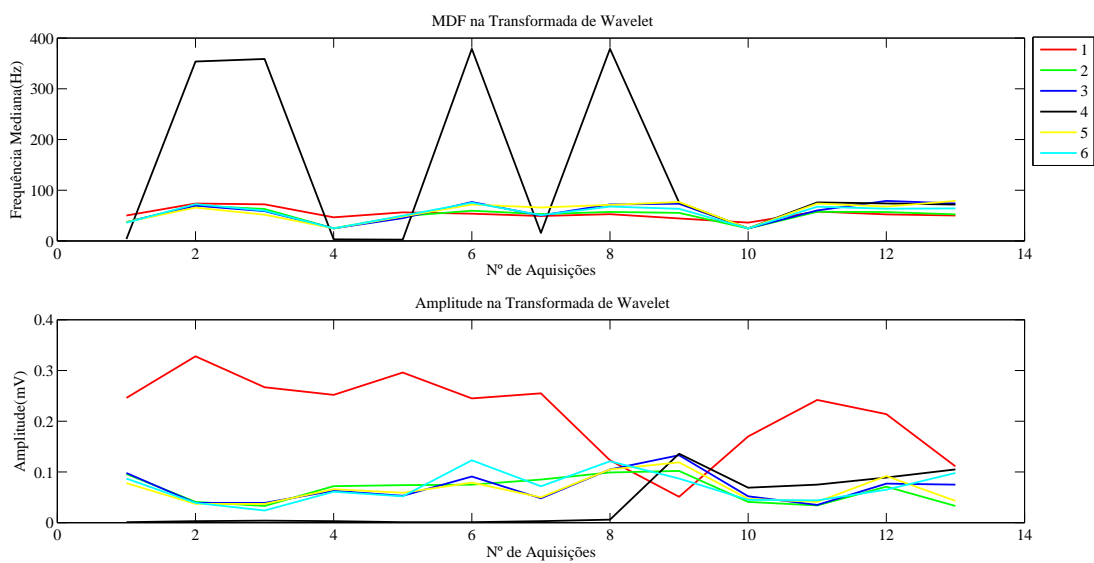


Figura B.11: MDF e Amplitude do cirurgião 5 para os músculos em estudo

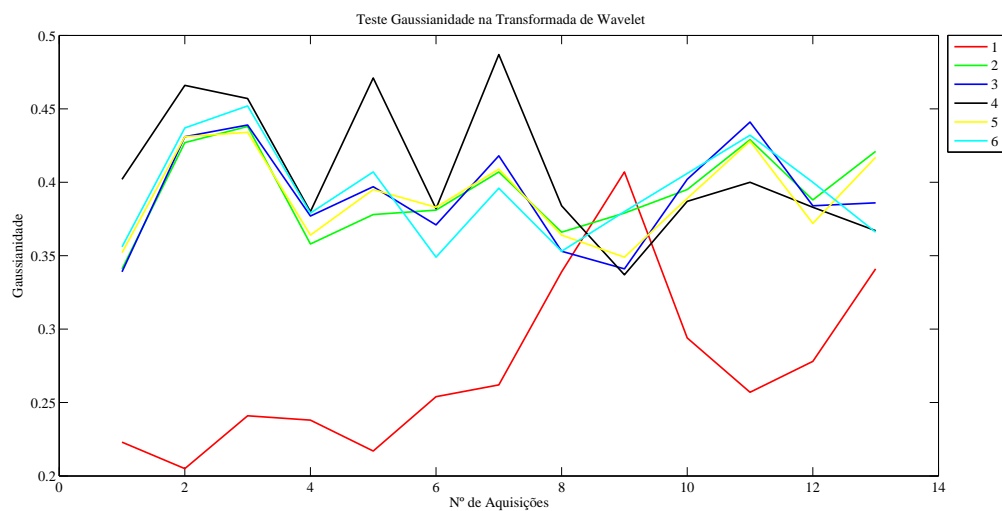


Figura B.12: Gaussianidade do cirurgião 5 para os músculos em estudo

B.5 Cirurgião 6

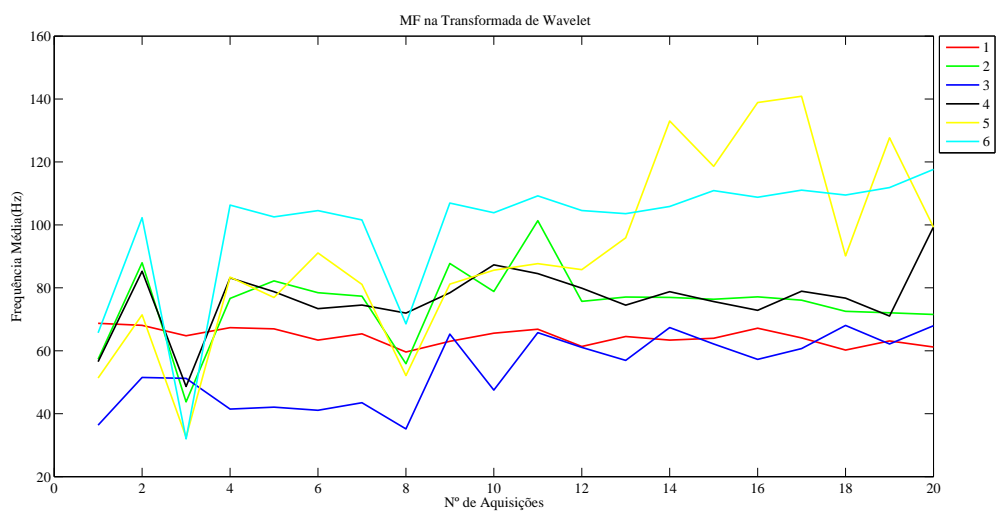


Figura B.13: MF do cirurgião 6 para os músculos em estudo

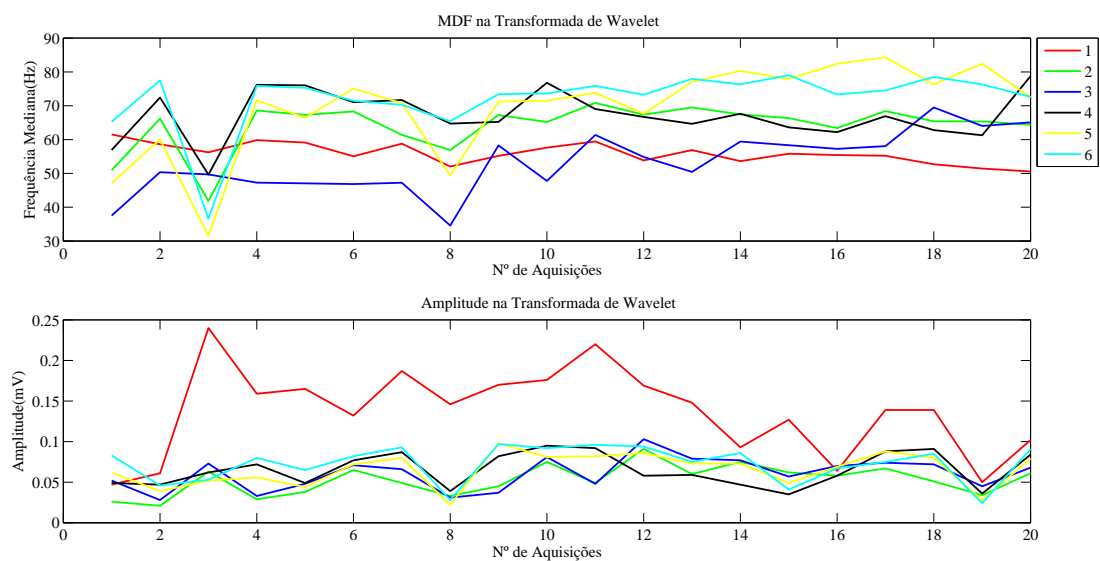


Figura B.14: MDF e Amplitude do cirurgião 6 para os músculos em estudo

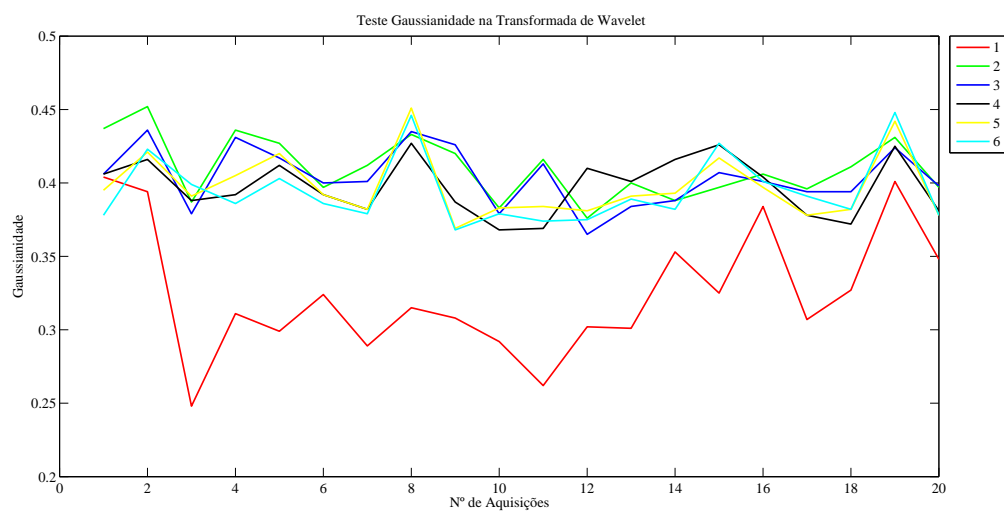


Figura B.15: Gaussianidade do cirurgião 6 para os músculos em estudo

B.6 Cirurgião 7

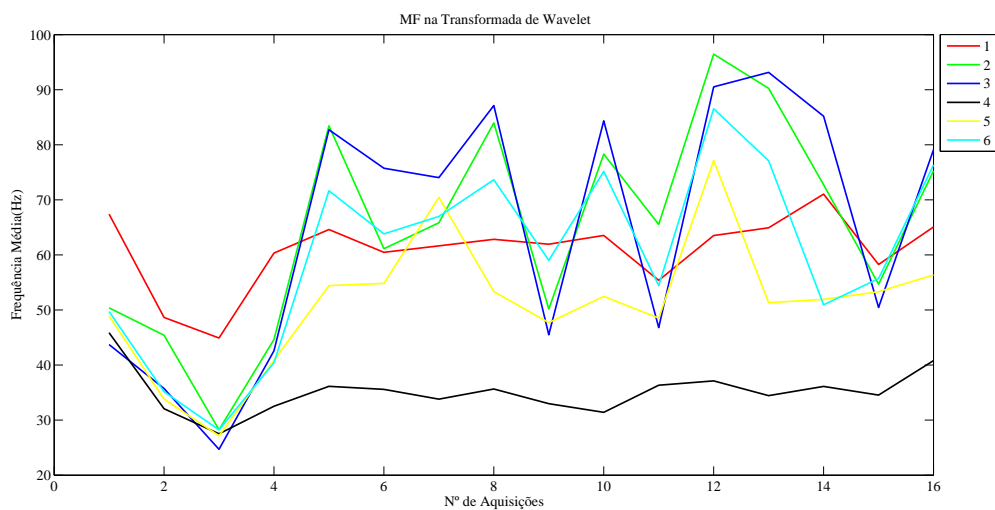


Figura B.16: MF do cirurgião 7 para os músculos em estudo

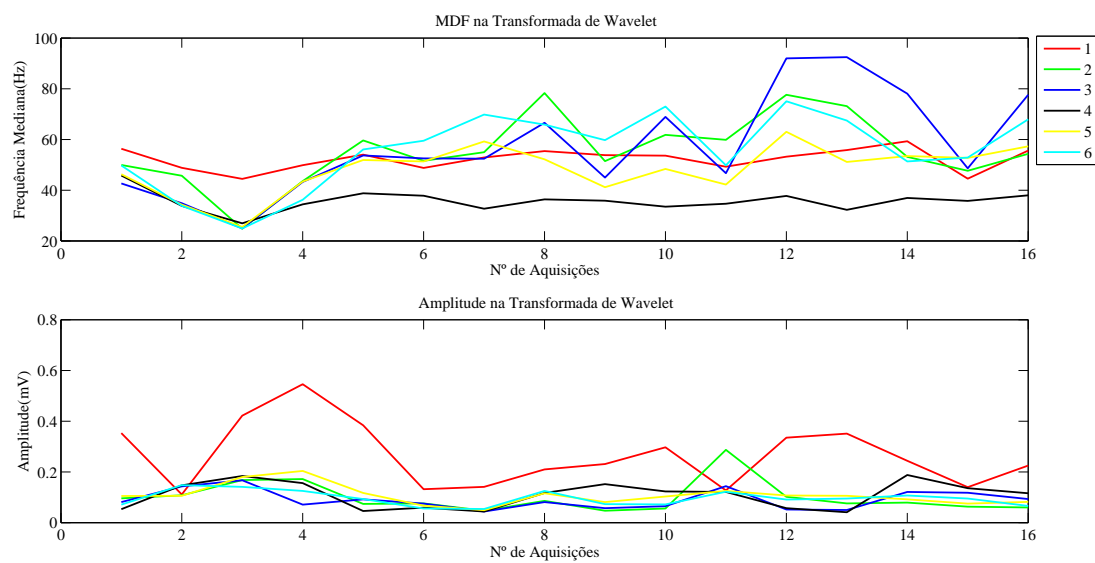


Figura B.17: MDF e Amplitude do cirurgião 7 para os músculos em estudo

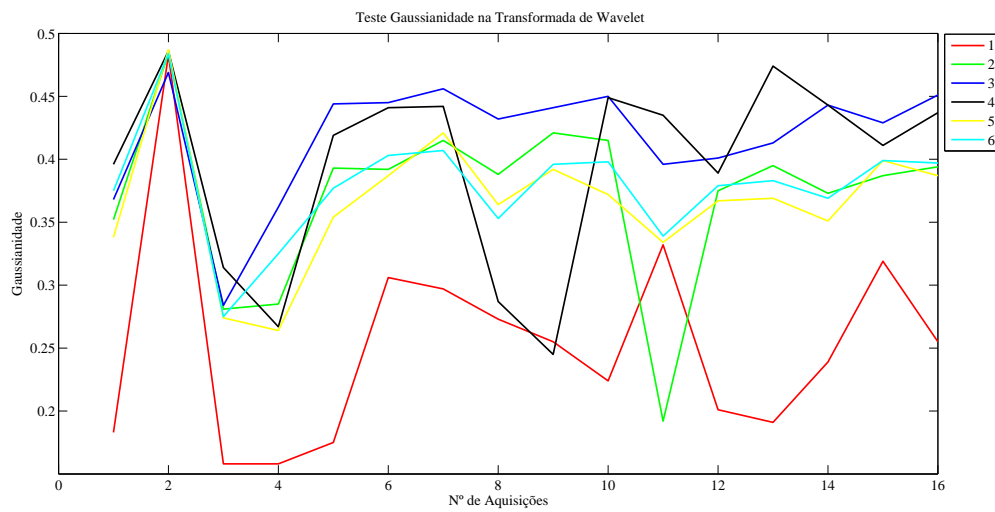


Figura B.18: Gaussianidade do cirurgião 7 para os músculos em estudo

B.7 Tabelas

Tabela B.1: Resultados obtidos através da Transformada de Wavelet para cirurgia 2

	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	Média (Hz)	56,57	63,96	62,97	72,05	46,46	69,81	69,24	66,82
	Mediana(Hz)	51,92	52,09	48,83	57,74	47,44	60,54	57,14	56,08
	Pico(mV)	0,279	0,227	0,353	0,072	0,078	0,124	0,081	0,112
	Gaussiano	0,221	0,247	0,186	0,371	0,371	0,338	0,355	0,331
2	Média (Hz)	62,58	75,49	50,93	103,32	53,15	62,91	74,02	63,72
	Mediana(Hz)	59,93	61,24	50,49	79,53	55,38	58,71	60,65	58,07
	Pico(mV)	0,122	0,077	0,103	0,051	0,072	0,066	0,076	0,043
	Gaussiano	0,327	0,382	0,355	0,406	0,383	0,399	0,381	0,408
3	Média (Hz)	52,41	53,75	45,91	63,66	62,85	33,25	75,47	37,49
	Mediana(Hz)	51,79	52,58	42,06	60,12	58,62	29,34	64,13	33,73
	Pico(mV)	0,165	0,125	0,163	0,059	0,12	0,09	0,069	0,069
	Gaussiano	0,288	0,320	0,301	0,394	0,349	0,373	0,382	0,373
4	Média (Hz)	50,29	50,42	53,34	112,96	32,06	61,47	67,04	56,45
	Mediana(Hz)	49,72	47,49	52,13	75,83	34,90	53,23	54,99	51,48
	Pico(mV)	0,109	0,067	0,075	0,047	0,062	0,096	0,065	0,045
	Gaussiano	0,335	0,387	0,368	0,408	0,378	0,361	0,386	0,406
5	Média (Hz)	54,35	50,73	52,00	103,84	33,01	55,59	54,7	52,14
	Mediana(Hz)	52,15	51,57	52,05	72,74	36,16	56,29	59,25	53,06
	Pico(mV)	0,165	0,182	0,227	0,056	0,078	0,096	0,062	0,066
	Gaussiano	0,297	0,287	0,273	0,415	0,375	0,375	0,399	0,409
6	Média (Hz)	51,52	54,98	63,08	87,25	35,83	67,46	83,01	75,86
	Mediana(Hz)	51,88	52,46	51,83	66,87	35,28	65,07	63,07	61,62
	Pico(mV)	0,098	0,059	0,062	0,079	0,052	0,069	0,089	0,097
	Gaussiano	0,341	0,398	0,389	0,380	0,385	0,396	0,370	0,429

Tabela B.2: Resultados obtidos através da Transformada de Wavelet para cirurgia 3

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	Média (Hz)	71,06	71,38	68,61	70,56	67,82	64,45	66,94	61,89	64,18	62,12
	Mediana(Hz)	62,59	62,63	60,09	62,75	59,33	57,18	58,32	54,76	56,49	55,61
	Pico(mV)	0,287	0,377	0,314	0,377	0,302	0,303	0,245	0,246	0,195	0,295
	Gaussiano	0,229	0,176	0,211	0,177	0,216	0,213	0,237	0,257	0,259	0,211
2	Média (Hz)	56,66	53,61	54,53	51,73	55,84	50,88	51,53	46,51	55,51	55,44
	Mediana(Hz)	54,30	52,39	53,01	52,39	53,62	52,98	53,27	44,69	47,69	46,42
	Pico(mV)	0,064	0,054	0,076	0,064	0,072	0,072	0,067	0,081	0,097	0,165
	Gaussiano	0,386	0,392	0,378	0,37	0,385	0,397	0,372	0,401	0,348	0,371
3	Média (Hz)	89,82	143,81	133,51	117,06	128,11	148,84	119,87	85,37	96,24	96,01
	Mediana(Hz)	64,57	87,93	79,69	74,13	70,57	81,92	79,32	69,54	69,27	67,34
	Pico(mV)	0,053	0,049	0,053	0,049	0,081	0,069	0,106	0,081	0,081	0,097
	Gaussiano	0,396	0,411	0,401	0,423	0,382	0,4	0,366	0,379	0,381	0,369
4	Média (Hz)	119,47	107,68	103,05	71,02	128,86	101,81	123,51	98,13	125,65	113,86
	Mediana(Hz)	78,94	73,19	71,19	64,69	79,79	75,09	72,45	66,83	76,81	72,57
	Pico(mV)	0,035	0,031	0,045	0,031	0,102	0,077	0,100	0,075	0,084	0,096
	Gaussiano	0,431	0,435	0,414	0,431	0,366	0,374	0,367	0,379	0,386	0,363
5	Média (Hz)	108,69	128,28	107,88	99,59	84,74	85,45	91,98	91,28	98,86	80,14
	Mediana(Hz)	74,52	79,84	70,86	69,34	66,14	60,68	74,87	69,56	67,13	61,44
	Pico(mV)	0,074	0,103	0,115	0,077	0,109	0,105	0,093	0,099	0,101	0,114
	Gaussiano	0,394	0,369	0,358	0,396	0,363	0,367	0,367	0,403	0,399	0,385
6	Média (Hz)	129,87	120,79	129,44	117,62	137,17	123,24	130,76	117,86	127,83	119,16
	Mediana(Hz)	76,63	74,38	74,77	70,91	82,04	77,04	86,07	79,01	74,49	72,68
	Pico(mV)	0,045	0,075	0,076	0,056	0,125	0,118	0,086	0,061	0,083	0,097
	Gaussiano	0,423	0,397	0,399	0,423	0,351	0,358	0,381	0,399	0,387	0,424

Tabela B.3: Resultados obtidos através da Transformada de Wavelet para cirurgia 4

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
1	Média (Hz)	41,43	50,05	48,79	61,21	50,27	58,40	60,62	60,66	55,38	58,58	51,69	60,69	52,04	50,78	57,58	55,43
	Mediana(Hz)	44,87	50,99	47,89	52,57	52,29	51,12	47,94	52,12	52,41	51,52	45,63	47,24	42,43	49,16	49,34	48,46
	Pico(mV)	0,305	0,298	0,225	0,339	0,062	0,309	0,291	0,331	0,285	0,339	0,344	0,214	0,199	0,039	0,232	0,249
	Gaussiano	0,212	0,225	0,254	0,205	0,366	0,227	0,238	0,214	0,241	0,211	0,205	0,278	0,273	0,384	0,251	0,254
2	Média (Hz)	40,42	52,72	64,90	66,61	62,04	70,16	63,3	72,77	67,37	70,16	70,72	61,77	88,13	64,80	47,24	62,83
	Mediana(Hz)	38,32	43,76	55,39	58,14	58,66	63,39	52,89	64,27	55,95	56,20	61,87	45,12	71,63	52,63	44,99	53,23
	Pico(mV)	0,139	0,172	0,054	0,093	0,027	0,127	0,058	0,113	0,069	0,051	0,085	0,042	0,066	0,039	0,113	0,091
	Gaussiano	0,315	0,298	0,401	0,362	0,429	0,341	0,396	0,360	0,395	0,409	0,375	0,415	0,383	0,422	0,337	0,351
3	Média (Hz)	29,57	36,40	32,28	37,54	27,88	39,43	29,95	37,13	35,86	34,98	34,89	27,90	49,73	31,36	44,47	39,79
	Mediana(Hz)	25,95	38,61	36,23	37,25	25,27	38,55	25,59	37,67	37,09	36,85	37,48	25,52	44,68	35,56	48,59	63,53
	Pico(mV)	0,099	0,077	0,053	0,055	0,034	0,057	0,073	0,078	0,0678	0,082	0,093	0,052	0,045	0,063	0,089	0,059
	Gaussiano	0,325	0,367	0,404	0,396	0,427	0,397	0,392	0,382	0,383	0,378	0,374	0,411	0,407	0,403	0,343	0,386
4	Média (Hz)	31,48	45,72	56,60	59,10	38,27	62,47	42,78	66,85	61,66	51,10	61,97	40,92	89,12	55,89	34,24	58,55
	Mediana(Hz)	32,08	39,39	50,73	59,74	36,51	51,57	46,93	56,41	51,14	50,31	59,22	46,86	68,51	49,46	35,59	55,98
	Pico(mV)	0,084	0,067	0,068	0,074	0,034	0,072	0,054	0,094	0,086	0,092	0,101	0,057	0,043	0,055	0,063	0,054
	Gaussiano	0,342	0,378	0,377	0,375	0,427	0,380	0,404	0,366	0,353	0,384	0,358	0,405	0,411	0,392	0,376	0,388
5	Média (Hz)	34,57	45,94	67,17	79,08	81,39	74,34	73,65	57,10	59,25	80,39	56,09	75,95	101,60	70,83	37,38	55,17
	Mediana(Hz)	31,71	44,31	57,12	62,58	61,75	62,87	66,28	57,10	52,59	64,43	56,84	65,65	75,04	62,11	38,82	52,87
	Pico(mV)	0,076	0,051	0,036	0,057	0,024	0,069	0,069	0,095	0,057	0,042	0,096	0,048	0,041	0,047	0,056	0,046
	Gaussiano	0,365	0,406	0,428	0,406	0,441	0,394	0,395	0,371	0,389	0,424	0,375	0,414	0,422	0,414	0,393	0,417
6	Média (Hz)	33,65	43,95	74,41	79,8	71,11	76,9	78,53	72,98	72,16	73,02	66,55	74,95	112,63	64,11	36,66	58,66
	Mediana(Hz)	36,19	42,78	61,88	60,97	62,53	67,41	69,77	63,09	61,42	64,79	51,36	64,73	79,48	69,32	35,83	56,04
	Pico(mV)	0,096	0,070	0,038	0,083	0,025	0,091	0,077	0,063	0,065	0,082	0,101	0,064	0,064	0,075	0,067	0,058
	Gaussiano	0,338	0,388	0,421	0,375	0,435	0,396	0,381	0,405	0,401	0,386	0,368	0,392	0,409	0,398	0,377	0,402

Tabela B.4: Resultados obtidos através da Transformada de Wavelet para cirurgiaõ 5

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	
1	Média (Hz)	53,51	81,71	80,06	45,45	66,63	59,54	59,24	59,67	58,32	38,59	64,86	58,19	57,14
	Mediana(Hz)	50,08	73,63	72,033	46,59	56,21	53,67	49,14	52,77	44,38	36,12	57,94	52,27	50,15
	Pico(mV)	0,246	0,328	0,267	0,252	0,296	0,245	0,255	0,123	0,051	0,170	0,242	0,214	0,111
	Gaussiano	0,223	0,205	0,241	0,238	0,217	0,254	0,262	0,339	0,407	0,294	0,257	0,278	0,341
2	Média (Hz)	38,64	79,02	62,99	28,58	46,59	65,93	55,85	55,08	52,99	22,37	61,09	56,19	59,38
	Mediana(Hz)	37,36	69,63	62,82	24,79	48,88	59,42	52,84	57,13	55,36	24,59	57,54	56,94	52,36
	Pico(mV)	0,096	0,041	0,033	0,072	0,074	0,075	0,085	0,099	0,102	0,041	0,034	0,071	0,033
	Gaussiano	0,341	0,427	0,438	0,358	0,378	0,381	0,407	0,366	0,379	0,395	0,429	0,388	0,421
3	Média (Hz)	37,44	78,07	59,42	27,73	42,39	110,82	51,21	94,36	112,53	25,77	76,90	121,47	111,59
	Mediana(Hz)	37,14	69,51	58,72	24,73	44,92	76,75	50,13	71,83	73,29	24,64	60,11	78,95	73,86
	Pico(mV)	0,098	0,039	0,039	0,063	0,053	0,091	0,048	0,105	0,133	0,052	0,035	0,077	0,075
	Gaussiano	0,339	0,431	0,439	0,377	0,397	0,371	0,418	0,353	0,341	0,402	0,441	0,384	0,386
4	Média (Hz)	10,51	394,89	399,77	8,63	11,71	418,39	47,62	417,67	92,86	28,87	94,3	91,33	90,49
	Mediana(Hz)	3,77	353,61	358,62	3,04	2,59	378,66	15,75	378,65	75,76	24,75	75,81	73,88	71,76
	Pico(mV)	0,001	0,003	0,004	0,003	0,001	0,001	0,003	0,006	0,136	0,069	0,075	0,089	0,105
	Gaussiano	0,402	0,466	0,457	0,380	0,471	0,382	0,487	0,384	0,337	0,387	0,400	0,383	0,367
5	Média (Hz)	38,79	73,63	56,87	29,16	51,77	117,13	65,30	103,20	106,07	25,69	108,37	86,64	105,78
	Mediana(Hz)	37,39	65,72	51,76	24,71	48,09	71,76	66,00	71,19	76,71	24,62	73,77	67,68	78,98
	Pico(mV)	0,078	0,037	0,037	0,066	0,059	0,079	0,050	0,105	0,119	0,047	0,041	0,092	0,043
	Gaussiano	0,352	0,431	0,434	0,364	0,395	0,383	0,409	0,364	0,349	0,389	0,428	0,372	0,417
6	Média (Hz)	34,46	84,67	63,02	26,34	50,25	95,23	53,65	93,40	93,30	24,09	94,23	88,59	94,89
	Mediana(Hz)	35,93	72,54	59,67	24,78	49,65	75,28	50,97	67,75	63,30	24,61	67,55	63,47	64,19
	Pico(mV)	0,087	0,039	0,024	0,061	0,052	0,123	0,0718	0,121	0,087	0,045	0,044	0,065	0,098
	Gaussiano	0,356	0,437	0,452	0,379	0,407	0,349	0,396	0,353	0,380	0,406	0,432	0,4	0,366

Tabela B.5: Resultados obtidos através da Transformada de Wavelet para cirurgia 6

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
1	Média (Hz)	68,73	68,08	64,76	67,34	66,95	63,40	65,39	59,60	63,00	66,85	61,37	64,53	63,40	63,97	67,18	64,08	60,21	63,13	61,19
	Mediana(Hz)	61,52	58,59	56,24	59,85	59,13	55,07	58,77	52,04	55,20	59,45	53,83	56,89	53,64	55,82	55,42	55,22	52,71	51,43	50,56
	Pico(mV)	0,047	0,061	0,240	0,159	0,165	0,132	0,187	0,146	0,170	0,220	0,169	0,148	0,093	0,127	0,064	0,139	0,139	0,050	0,102
	Gaussiano	0,404	0,394	0,248	0,311	0,299	0,324	0,289	0,315	0,308	0,292	0,262	0,302	0,301	0,353	0,384	0,307	0,327	0,401	0,348
2	Média (Hz)	57,29	87,99	43,74	76,65	82,19	78,46	77,34	55,88	87,73	78,82	101,35	75,69	77,09	76,97	76,37	77,12	76,07	72,54	71,53
	Mediana(Hz)	50,93	66,16	41,88	68,61	67,32	68,33	61,41	56,89	67,25	65,20	70,84	67,36	69,48	67,45	66,36	63,41	68,41	65,40	64,41
	Pico(mV)	0,026	0,021	0,063	0,029	0,038	0,065	0,049	0,033	0,045	0,075	0,049	0,091	0,060	0,075	0,062	0,058	0,067	0,051	0,034
	Gaussiano	0,437	0,452	0,387	0,436	0,427	0,397	0,412	0,433	0,42	0,383	0,416	0,376	0,400	0,388	0,397	0,406	0,396	0,411	0,397
3	Média (Hz)	36,37	51,52	51,22	41,48	42,08	41,09	43,48	35,16	65,29	47,51	65,75	61,07	56,93	67,38	62,15	57,26	60,70	68,04	62,17
	Mediana(Hz)	37,53	50,36	49,71	47,27	47,06	46,84	47,25	34,58	58,29	47,79	61,37	54,85	50,46	59,41	58,35	57,25	58,08	69,49	65,10
	Pico(mV)	0,052	0,028	0,073	0,033	0,048	0,071	0,066	0,031	0,037	0,081	0,048	0,103	0,079	0,077	0,057	0,07	0,074	0,072	0,045
	Gaussiano	0,406	0,436	0,379	0,431	0,417	0,400	0,401	0,435	0,426	0,379	0,413	0,365	0,384	0,388	0,407	0,401	0,394	0,394	0,398
4	Média (Hz)	56,53	85,27	48,66	83,16	78,79	73,39	74,53	71,99	78,41	87,29	84,52	79,89	74,51	78,79	75,64	72,87	78,91	76,71	71,05
	Mediana(Hz)	56,93	72,44	49,62	76,18	76,03	71,04	71,68	64,74	65,24	76,79	69,04	66,71	64,66	67,64	63,61	62,21	66,92	62,82	61,29
	Pico(mV)	0,049	0,047	0,062	0,072	0,049	0,077	0,087	0,039	0,082	0,095	0,092	0,058	0,059	0,047	0,035	0,058	0,088	0,091	0,036
	Gaussiano	0,406	0,416	0,388	0,392	0,412	0,392	0,382	0,427	0,387	0,368	0,369	0,410	0,401	0,416	0,426	0,404	0,378	0,372	0,425
5	Média (Hz)	51,34	71,43	32,53	83,40	76,92	91,08	81,10	52,10	81,19	85,60	87,68	85,77	95,88	133,02	118,59	138,88	140,89	90,14	127,69
	Mediana(Hz)	47,13	60,06	31,50	71,59	66,43	75,06	70,79	49,38	71,24	71,48	73,81	67,67	77,05	80,32	77,89	82,44	84,31	76,29	82,47
	Pico(mV)	0,062	0,039	0,052	0,056	0,044	0,072	0,080	0,022	0,098	0,081	0,082	0,086	0,073	0,073	0,049	0,069	0,088	0,080	0,079
	Gaussiano	0,395	0,421	0,391	0,405	0,420	0,392	0,382	0,451	0,369	0,383	0,384	0,381	0,391	0,393	0,417	0,397	0,378	0,382	0,442
6	Média (Hz)	65,71	102,29	31,99	106,29	102,55	104,53	101,58	68,56	106,93	103,85	109,24	104,58	103,58	105,86	110,89	108,78	111,03	109,48	111,87
	Mediana(Hz)	65,26	77,51	36,65	75,86	75,33	71,48	70,27	65,44	73,44	73,62	75,87	73,23	77,95	76,35	79,05	73,33	74,54	78,53	76,32
	Pico(mV)	0,083	0,046	0,053	0,080	0,065	0,082	0,093	0,028	0,097	0,092	0,096	0,094	0,075	0,086	0,041	0,067	0,075	0,085	0,024
	Gaussiano	0,378	0,423	0,399	0,386	0,403	0,386	0,379	0,446	0,368	0,379	0,374	0,375	0,389	0,382	0,427	0,401	0,391	0,382	0,448

Tabela B.6: Resultados obtidos através da Transformada de Wavelet para cirurgia 7

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
1	Média (Hz)	67,40	48,64	44,91	60,34	64,61	60,47	61,64	62,83	61,94	63,53	55,38	63,51	64,93	71,04	58,25
	Mediana(Hz)	56,33	48,84	44,46	49,85	54,04	48,78	52,92	55,41	53,81	53,64	49,25	53,23	55,82	59,31	44,54
	Pico(mV)	0,353	0,111	0,422	0,546	0,384	0,132	0,141	0,210	0,231	0,297	0,127	0,335	0,351	0,244	0,140
2	Gaussiano	0,183	0,483	0,158	0,158	0,175	0,306	0,297	0,273	0,255	0,224	0,332	0,201	0,191	0,239	0,319
	Média (Hz)	50,38	45,41	28,25	44,64	83,44	61,12	65,83	83,97	50,17	78,31	65,54	96,46	90,24	72,75	54,69
	Mediana(Hz)	49,95	45,70	24,82	43,58	59,61	51,59	54,98	78,32	51,45	61,81	59,85	77,63	73,14	53,14	47,66
3	Pico(mV)	0,096	0,108	0,168	0,172	0,074	0,076	0,047	0,086	0,047	0,056	0,287	0,102	0,076	0,079	0,063
	Gaussiano	0,352	0,484	0,281	0,285	0,393	0,392	0,415	0,388	0,421	0,415	0,192	0,375	0,395	0,373	0,387
	Média (Hz)	43,72	35,73	24,69	42,59	82,73	75,75	74,04	87,13	45,49	84,35	46,81	90,51	93,14	85,18	50,45
4	Mediana(Hz)	42,67	34,86	24,94	43,27	53,71	52,53	52,43	66,57	44,99	68,89	46,70	91,97	92,45	78,08	48,62
	Pico(mV)	0,081	0,143	0,167	0,071	0,092	0,075	0,044	0,081	0,057	0,065	0,144	0,052	0,050	0,121	0,118
	Gaussiano	0,368	0,469	0,284	0,362	0,444	0,445	0,456	0,432	0,441	0,45	0,396	0,401	0,413	0,443	0,429
5	Média (Hz)	45,86	32,07	27,51	32,51	36,13	35,59	33,81	35,65	32,99	31,41	36,34	37,13	34,45	36,12	34,55
	Mediana(Hz)	45,78	33,83	26,94	34,41	38,77	37,82	32,72	36,39	35,87	33,52	34,66	37,75	32,27	36,95	35,77
	Pico(mV)	0,053	0,147	0,184	0,156	0,046	0,059	0,044	0,117	0,152	0,123	0,121	0,057	0,041	0,188	0,136
6	Gaussiano	0,396	0,486	0,314	0,267	0,419	0,441	0,442	0,287	0,245	0,449	0,435	0,389	0,474	0,443	0,411
	Média (Hz)	48,91	33,81	27,16	40,86	54,43	54,82	70,45	53,34	47,71	52,47	48,53	77,13	51,33	51,93	53,31
	Mediana(Hz)	46,32	34,32	25,52	43,44	51,89	51,35	59,24	52,19	41,19	48,39	42,24	63,03	51,13	53,46	52,73
7	Pico(mV)	0,105	0,106	0,18	0,204	0,117	0,067	0,049	0,116	0,081	0,103	0,125	0,107	0,106	0,092	0,075
	Gaussiano	0,338	0,487	0,274	0,264	0,354	0,387	0,421	0,364	0,392	0,372	0,334	0,367	0,369	0,351	0,399
	Média (Hz)	49,71	35,16	28,23	40,43	71,66	63,81	66,99	73,65	59,02	75,16	54,42	86,55	77,08	50,94	55,69
8	Mediana(Hz)	49,74	33,81	24,91	36,21	56,08	59,51	69,81	65,87	59,74	72,97	49,82	75,07	67,45	51,36	52,87
	Pico(mV)	0,071	0,148	0,141	0,125	0,093	0,056	0,054	0,125	0,073	0,072	0,122	0,091	0,095	0,107	0,095
	Gaussiano	0,375	0,484	0,275	0,325	0,377	0,403	0,407	0,353	0,396	0,398	0,339	0,379	0,383	0,369	0,399

Anexo C

Resultados Aquisições Dinâmicas(T.Wigner-Ville)

C.1 Cirurgião 2

Tabela C.1: Resultados obtidos através da Transformada de Wigner-Ville para cirurgião 2

	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	103,19	110,29	114,44	54,49	109,57	42,91	80,13	105,28	100,30
2	119,73	107,86	106,32	56,16	98,01	36,38	53,75	41,80	87,20
3	121,17	111,76	117,61	32,59	96,71	48,95	37,02	45,39	97,87
4	108,45	65,27	113,09	54,07	33,01	49,76	41,04	40,56	56,22
5	120,25	68,23	100,07	63,1	90,38	49,79	46,05	43,78	73,08
6	121,25	75,32	105,07	46,87	96,10	38,2	51,31	44,39	79,39

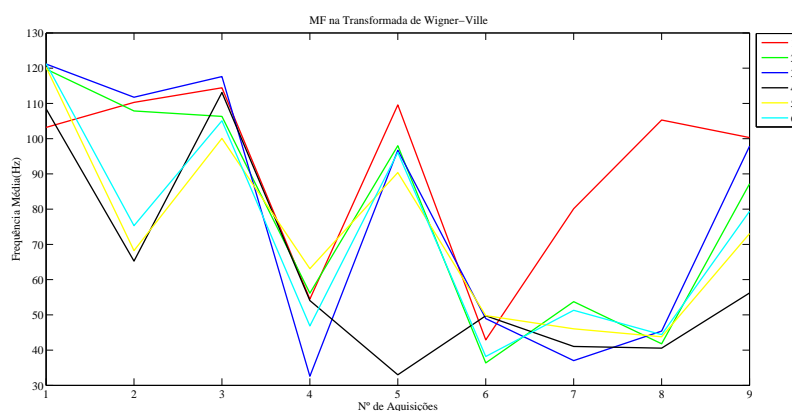


Figura C.1: Frequência Média do cirurgião 2 para os músculos em estudo

C.2 Cirurgião 3

Tabela C.2: Resultados obtidos através da Transformada de Wigner-Ville para cirurgião 3

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	121,71	117,91	77,83	115,57	117,54	97,41	101,69	92,58	95,59	94,67
2	45,61	49,24	54,27	30,46	30,18	49,84	89,17	52,06	74,16	70,37
3	43,87	52,10	50,97	50,97	46,87	41,48	45,34	30,86	56,37	54,95
4	36,92	36,58	40,48	40,56	54,38	49,81	49,29	31,06	55,03	53,25
5	46,23	48,46	54,58	39,87	59,82	53,41	52,85	41,22	54,89	41,18
6	34,71	40,67	34,70	37,96	56,39	57,43	48,05	51,72	53,34	36,82

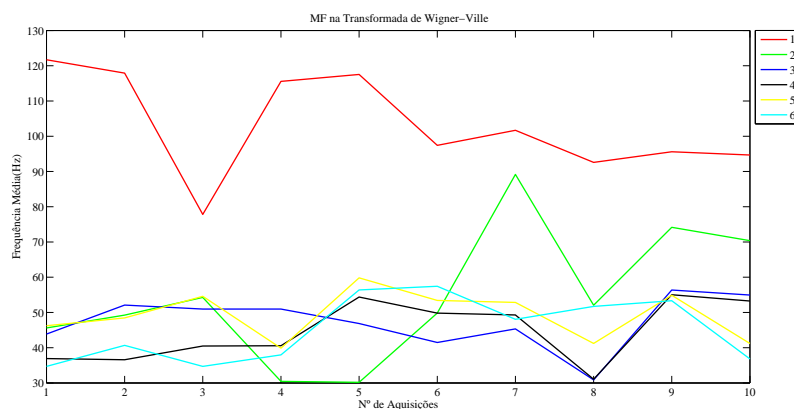


Figura C.2: Frequência Média do cirurgião 3 para os músculos em estudo

C.3 Cirurgião 4

Tabela C.3: Resultados obtidos através da Transformada de Wigner-Ville para cirurgião 4

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
1	40,43	129,23	64,04	118,96	96,44	113,17	99,26	123,83	117,19	91,73	103,93	75,65	96,21	96,2	69,18	109,23	104,69
2	80,37	108,36	48,84	54,60	35,17	32,42	46,08	36,48	55,35	37,97	40,01	42,55	101,53	37,15	53,26	106,36	104,67
3	64,76	54,43	44,86	38,76	36,46	38,27	43,21	45,8	41,27	42,9	49,97	37,74	49,88	39,11	53,26	88,35	73,41
4	105,78	50,15	51,04	30,69	36,99	44,32	41,45	50,54	51,59	48,13	53,64	42,32	90,84	50,16	59,62	66,23	65,02
5	34,73	30,24	35,43	35,65	32,76	43,79	43,78	55,23	48,48	33,86	59,45	44,68	86,21	46,52	59,87	56,84	50,45
6	36,89	120,18	33,22	55,21	33,51	44,28	44,20	36,42	55,12	45,91	46,28	44,67	121,05	48,05	48,48	77,63	65,23

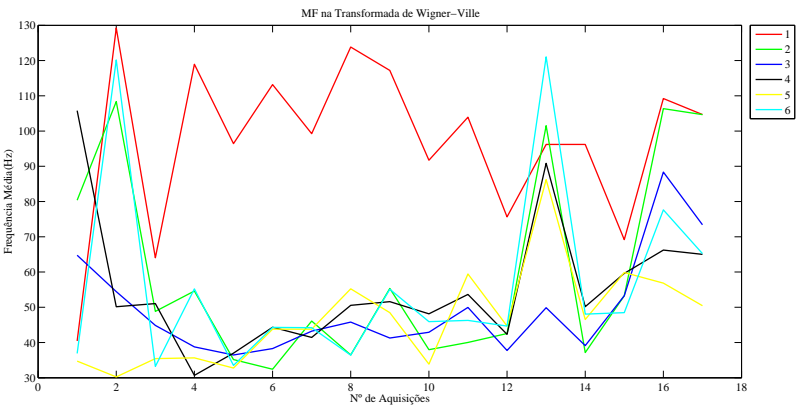


Figura C.3: Frequência Média do cirurgião 4 para os músculos em estudo

C.4 Cirurgião 5

Tabela C.4: Resultados obtidos através da Transformada de Wigner-Ville para cirurgião 5

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
1	99,99	116,95	122,11	116,99	101,96	71,95	99,97	46,09	42,88	92,03	99,31	59,25	57,81
2	106,38	51,72	36,92	90,69	96,07	47,65	89,36	49,60	48,44	93,96	37,26	51,97	58,66
3	86,53	49,42	39,42	106,59	84,72	52,93	106,10	55,83	58,56	105,32	37,67	43,77	41,26
4	59,75	38,91	39,57	33,59	36,36	48,06	79,48	34,67	31,19	56,12	44,79	44,89	46,12
5	61,61	34,39	33,71	90,65	74,69	40,43	109,1	44,36	56,21	105,13	38,81	57,14	33,97
6	76,55	32,61	33,51	78,02	93,30	57,83	99,24	52,23	45,81	91,94	37,77	48,79	52,45

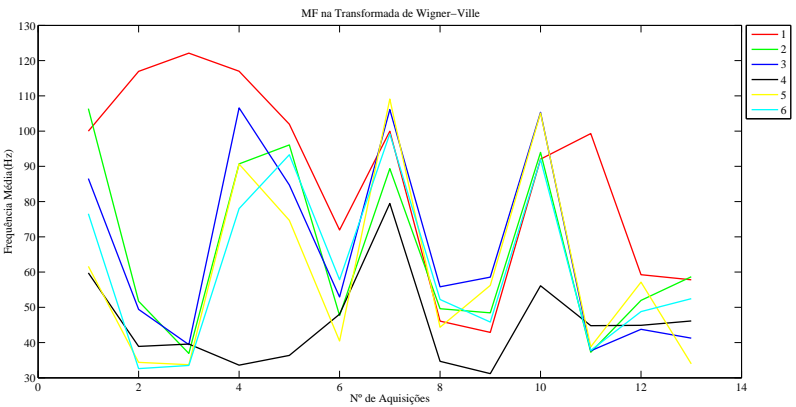


Figura C.4: Frequência Média do cirurgião 5 para os músculos em estudo

C.5 Cirurgião 6

Tabela C.5: Resultados obtidos através da Transformada de Wigner-Ville para cirurgião 6

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
1	86,66	40,02	66,96	109,66	48,38	94,26	46,21	42,28	41,98	71,92	79,41	50,69	117,88	44,65	81,75	88,11	117,51	58,74	50,87	53,35
2	63,05	34,14	39,48	34,82	37,34	36,48	33,83	48,01	41,77	43,12	48,20	39,51	50,16	38,85	54,42	43,95	45,15	39,58	33,21	42,52
3	75,67	34,21	70,11	33,17	41,81	41,02	36,71	48,16	47,11	45,69	51,32	46,65	49,83	42,53	46,49	52,14	47,84	39,43	34,28	39,42
4	76,18	39,42	42,39	40,50	47,55	50,42	42,51	47,31	40,11	44,99	50,69	36,56	39,88	35,31	35,48	43,58	48,78	46,55	35,23	47,09
5	79,92	34,91	34,51	37,03	38,32	38,55	40,29	45,09	45,44	41,08	39,22	39,64	41,53	39,27	37,21	50,46	45,14	41,33	31,71	50,61
6	84,56	35,9	78,41	43,08	48,01	38,99	42,55	47,41	40,92	46,89	41,45	40,21	41,58	40,87	32,82	45,63	45,82	40,92	31,06	45,30

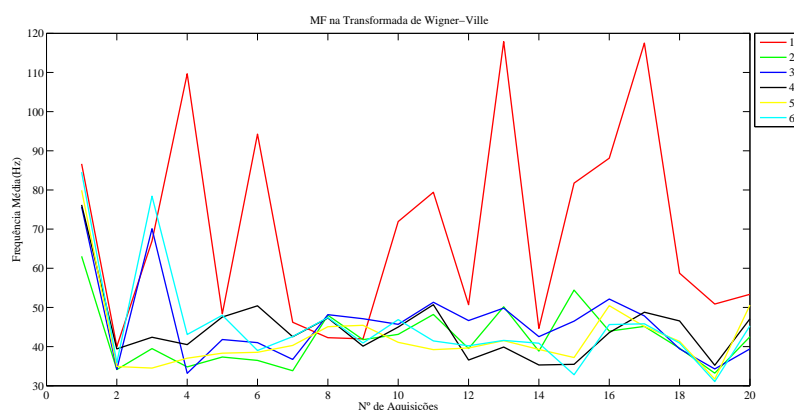


Figura C.5: Frequência Média do cirurgião 6 para os músculos em estudo

C.6 Cirurgião 7

Tabela C.6: Resultados obtidos através da Transformada de Wigner-Ville para cirurgião 7

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
1	109,56	84,44	120,31	113,62	114,15	108,52	98,73	92,01	74,71	114,97	45,49	45,4	99,84	95,24	70,47	63,22
2	112,62	90,68	95,84	116,45	30,76	38,12	52,4	48,42	31,65	55,15	65,09	53,83	43,48	51,16	63,83	47,84
3	82,52	94,75	116,16	58,68	53,27	36,41	46,29	46,51	57,41	46,07	80,41	58,66	35,54	52,42	54,21	42,43
4	125,52	57,15	78,81	120,39	90,48	47,30	42,99	98,60	103,32	97,34	37,23	73,37	34,17	41,49	64,17	61,46
5	124,77	35,28	104,87	75,98	42,81	41,00	52,06	48,86	40,76	37,62	53,81	46,51	48,24	71,45	59,23	59,25
6	99,93	57,21	82,44	69,96	33,76	39,49	50,03	50,07	40,84	59,76	45,93	45,67	47,47	39,03	55,75	49,18

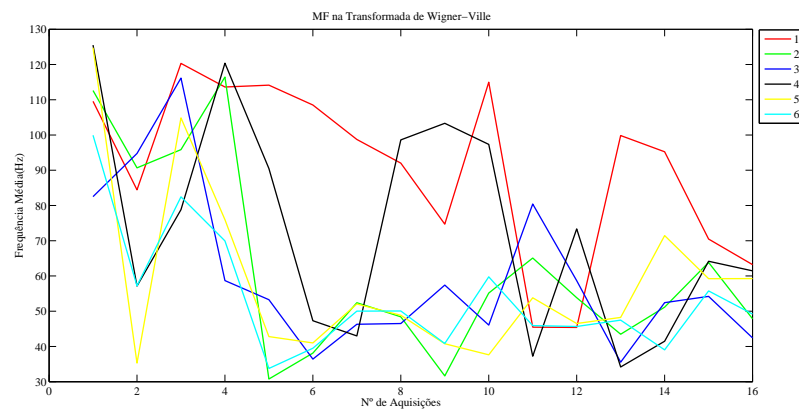


Figura C.6: Frequência Média do cirurgião 7 para os músculos em estudo

Bibliografia

- Amur Hamed Mohammed Almanji. *Wavelet signal processing of human muscle electromyography signals: a thesis in partial fulfilment of the requirement for the degree of Masters of Engineering in Mechatronics, Massey University, Albany, New Zealand*. PhD thesis, 2010.
- Lars Arendt-Nielsen and KR Mills. The relationship between mean power frequency of the emg spectrum and muscle fibre conduction velocity. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 60(2):130–134, 1985.
- Venkatesh Balasubramanian and K Adalarasu. Emg-based analysis of change in muscle activity during simulated driving. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 11(2):151–158, 2007.
- Roger Bartlett. *Introduction to sports biomechanics: Analysing human movement patterns*. Routledge, 2007.
- John V Basmajian and Robert Blumenstein. *Electrode placement in EMG biofeedback*. Williams & Wilkins, 1980.
- John V Basmajian and CJ De Luca. Muscles alive. *Proceedings of The Royal Society of Medicine*, 278:126, 1985.
- R Berguer, M Remler, and D Beckley. Laparoscopic instruments cause increased forearm fatigue: a subjective and objective comparison of open and laparoscopic techniques. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, 6(1):36–40, 1997.
- RE Burke. Motor units: anatomy, physiology, and functional organization. *Comprehensive Physiology*, 1981.
- Jun-Uk Chu, Inhyuk Moon, Yun-Jung Lee, Shin-Ki Kim, and Mu-Seong Mun. A supervised feature-projection-based real-time emg pattern recognition for multifunction myoelectric hand control. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, 12(3):282–290, 2007.
- Mario Cifrek, Vladimir Medved, Stanko Tonković, and Saša Ostojić. Surface emg based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 24(4):327–340, 2009.
- TACM Claasen and WFG Mecklenbrauker. The wigner distribution—a tool for time frequency analysis, 1-3. *Philips J. Res*, 35(3):217.

- EA Clancy, Evelyn L Morin, and Roberto Merletti. Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(1):1–16, 2002.
- Leon Cohen. Time-frequency distributions-a review. *Proceedings of the IEEE*, 77(7):941–981, 1989.
- JR Cram. Emg muscle scanning and diagnostic manual for surface recordings. *Clinical EMG for surface recordings*, 2:1–141, 1990.
- Inês Flores Mendes de Freitas. Fatigue detection in emg signals. 2008.
- Carlo J De Luca. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13:135–163, 1997.
- Carlo J De Luca. Surface electromyography: Detection and recording. *DelSys Incorporated*, 10: 2011, 2002.
- Emil Du Bois-Reymond. *Untersuchungen uber thierische Elektricitat*. 1849.
- TA Emam, TG Frank, GB Hanna, and A Cuschieri. Influence of handle design on the surgeon's upper limb movements, muscle recruitment, and fatigue during endoscopic suturing. *Surgical endoscopy*, 15(7):667–672, 2001.
- Cristiana Alexandra Gonçalves Esteves. Lesões músculo-esqueléticas relacionadas com o trabalho-uma análise estatística. 2013.
- Dario Farina, Pascal Madeleine, Thomas Graven-Nielsen, Roberto Merletti, and Lars Arendt-Nielsen. Standardising surface electromyogram recordings for assessment of activity and fatigue in the human upper trapezius muscle. *European journal of applied physiology*, 86(6): 469–478, 2002.
- Dario Farina, Marco Pozzo, Enrico Merlo, Andrea Bottin, and Roberto Merletti. Assessment of average muscle fiber conduction velocity from surface emg signals during fatiguing dynamic contractions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(8):1383–1393, 2004.
- David A Gabriel. Reliability of semg spike parameters during concentric contractions. *Electromyography and clinical Neurophysiology*, 40(7):423–430, 2000.
- RA Garnett, MJ O'donovan, JA Stephens, and A Taylor. Motor unit organization of human medial gastrocnemius. *The Journal of physiology*, 287(1):33–43, 1979.
- Herbert S Gasser and H Sidney Newcomer. Physiological action currents in the phrenic nerve. an application of the thermionic vacuum tube to nerve physiology. *Am. J. Physiol*, 57(1), 1921.
- GERT-ÅKE HANSSON, ULF STRÖMBERG, BRITT LARSSON, KERSTINA OHLSSON, ISTVAN BALOGH, and ULRICH MORITZ. Electromyographic fatigue in neck/shoulder muscles and endurance in women with repetitive work. *Ergonomics*, 35(11):1341–1352, 1992.

- Elwood Henneman and Lorne M Mendell. Functional organization of motoneuron pool and its inputs. *Comprehensive Physiology*, 2011.
- Alan L Hodgkin and Andrew F Huxley. A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve. *The Journal of physiology*, 117(4):500–544, 1952.
- MMMS Hussain and Md Mamun. Effectiveness of the wavelet transform on the surface emg to understand the muscle fatigue during walk. *Measurement Science Review*, 12(1):28–33, 2012.
- Michio Ikai and Tetsuo Fukunaga. A study on training effect on strength per unit cross-sectional area of muscle by means of ultrasonic measurement. *Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie Einschliesslich Arbeitsphysiologie*, 28(3):173–180, 1970.
- Adham R Ismail and Shihab S Asfour. Continuous wavelet transform application to emg signals during human gait. In *Signals, Systems & Computers, 1998. Conference Record of the Thirty-Second Asilomar Conference on*, volume 1, pages 325–329. IEEE, 1998.
- C Jensen, L Finsen, K Hansen, and H Christensen. Upper trapezius muscle activity patterns during repetitive manual material handling and work with a computer mouse. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(5):317–325, 1999.
- Thorbjørn I Johansen, Afshin Samani, David M Antle, Julie N Côté, and Pascal Madeleine. Gender effects on the coordination of subdivisions of the trapezius muscle during a repetitive box-folding task. *European journal of applied physiology*, 113(1):175–182, 2013.
- Semmlow John. Biosignal and biomedical image processing. matlab based application. *Marcel Dekker. USA*, 443:271–301, 2004.
- Asa Kilbom. Repetitive work of the upper extremity: Part i—guidelines for the practitioner. *Ergonomics Guidelines and Problem Solving*, 1:145, 2000.
- PH Kleinpenning, THJM Gootzen, A Van Oosterom, and DF Stegeman. The equivalent source description representing the extinction of an action potential at a muscle fiber ending. *Mathematical biosciences*, 101(1):41–61, 1990.
- G Clinton Knowlton and RL Bennett. Electromyography of fatigue. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 31(1):57, 1951.
- K Kogi and T Hakamada. [frequency analysis of the surface electromyogram in muscle fatigue.]. *Rodo kagaku. The Journal of science of labour*, 38:519–528, 1962.
- Karl HE Kroemer and Etienne Grandjean. *Manual de ergonomia: adaptando o trabalho ao homem*. Bookman, 2005.
- Eddy Krueger. Detecção de fadiga neuromuscular em pessoas com lesão medular completa utilizando transformada wavelet. 2014.

- Carl G Kukulka and H Peter Clamann. Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. *Brain research*, 219(1):45–55, 1981.
- Shrawan Kumar and Anil Mital. *Electromyography in ergonomics*. CRC Press, 1996.
- Jørn Ladegaard. Story of electromyography equipment. *Muscle & nerve*, 25(S11):S128–S133, 2002.
- Ming-I Lin, Huey-Wen Liang, Kwan-Hwa Lin, and Yaw-Huei Hwang. Electromyographical assessment on muscular fatigue—an elaboration upon repetitive typing activity. *Journal of electromyography and kinesiology*, 14(6):661–669, 2004.
- L Lindstrom, R Magnusson, and I Petersen. Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of emg signals. *Electromyography*, 10(4):341, 1970.
- Carlo Luca. Electromyography. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, 2006.
- ALWIN LUTTMANN, MATTHIAS JÄGER, JÜRGEN SÖKELAND, and WOLFGANG LAURIG. Electromyographical study on surgeons in urology. ii. determination of muscular fatigue. *Ergonomics*, 39(2):298–313, 1996.
- Alwin Luttmann, Matthias Jäger, and Wolfgang Laurig. Electromyographical indication of muscular fatigue in occupational field studies. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 25(6):645–660, 2000.
- PH Marchetti and M Duarte. Eletromiografia: uma breve revisão sobre os procedimentos de aquisição do sinal. *Terapia Manual*, 9(44):548–553, 2011.
- William S Marras. Industrial electromyography (emg). *International Journal of Industrial Ergonomics*, 6(1):89–93, 1990.
- RT Mathias, RS Eisenberg, and R Valdiosera. Electrical properties of frog skeletal muscle fibers interpreted with a mesh model of the tubular system. *Biophysical journal*, 17(1):57, 1977.
- Carlo Matteucci. Sur un phenomene physiologique produit par les muscles en contraction. *Ann Chim Phys*, 6(1842):339, 1842.
- C McNee, JK Kieser, JS Antoun, H Bennani, LM Gallo, and M Farella. Neck and shoulder muscle activity of orthodontists in natural environments. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(3):600–607, 2013.
- R Merletti, LR Lo Conte, and C Orizio. Indices of muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1(1):20–33, 1991.

- R Merletti, A Rainoldi, and D Farina. Myoelectric manifestations of muscle fatigue. *Merletti, R. and Parker, P. Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications. USA. IEEE Press. WileyInterscience*, pages 233–258, 2004.
- Roberto Merletti and Philip A Parker. *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*, volume 11. John Wiley & Sons, 2004.
- Michael R Neuman. Biomedical sensors. *Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering*, 2000.
- Tommy Öberg, Leif Sandsjö, and Roland Kadefors. Electromyogram mean power frequency in non-fatigued trapezius muscle. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 61(5-6):362–369, 1990.
- RS Oliveira, RE Pedro, H Bortolotti, RA da Silva, T Abrão, JM Altimari, TV Camata, AC Moraes, and LR Altimari. Spectral analysis of electromyographic signal in supramaximal effort in cycle ergometer using fourier and wavelet transforms: a comparative study. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 5(2):48–52, 2012.
- Angkoon Phinyomark, Pornchai Phukpattaranont, and Chusak Limsakul. Feature reduction and selection for emg signal classification. *Expert Systems with Applications*, 39(8):7420–7431, 2012.
- Hans Piper. *Elektrophysiologie menschlicher Muskeln*. Springer-Verlag, 2013.
- Frederick H Pratt. The all-or-none principle in graded response of skeletal muscle. *American Journal of Physiology–Legacy Content*, 44(4):517–542, 1917.
- Jee Hong Quach. Surface electromyography: Use, design & technological overview. *Paper diakses menggunakan [http://www. Google. com](http://www.Google.com). Pada*, 8, 2007.
- J Rafiee, MA Rafiee, N Prause, and MP Schoen. Wavelet basis functions in biomedical signal processing. *Expert systems with Applications*, 38(5):6190–6201, 2011.
- MBI Reaz, MS Hussain, and Faisal Mohd-Yasin. Techniques of emg signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online*, 8(1):11–35, 2006.
- Serge H Roy, CARLO J DE LUCA, and DAVID A CASAVANT. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine*, 14(9):992–1001, 1989.
- Sauro Salomoni, FA Soares, FAO Nascimento, WH Veneziano, and AF da Rocha. Algoritmo de máxima verossimilhança para a estimação da velocidade de condução média de sinais eletromiográficos de superfície. In *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health*, pages 1049–1053. Springer, 2007.
- Barbara A Silverstein, Lawrence J Fine, and Thomas J Armstrong. Hand wrist cumulative trauma disorders in industry. *British journal of industrial medicine*, 43(11):779–784, 1986.

- PS Slack, CJ Coulson, X Ma, K Webster, and DW Proops. The effect of operating time on surgeons' muscular fatigue. *The Annals of The Royal College of Surgeons of England*, 90(8): 651–657, 2008.
- E Stalberg and L Antoni. Computer-aided emg analysis. *Progress in clinical neurophysiology*, 10: 186–234, 1983.
- Abdulhamit Subasi and M Kemal Kiymik. Muscle fatigue detection in emg using time–frequency methods, ica and neural networks. *Journal of medical systems*, 34(4):777–785, 2010.
- S Thongpanja, A Phinyomark, P Phukpattaranont, and C Limsakul. Mean and median frequency of emg signal to determine muscle force based on time-dependent power spectrum. *Elektronika ir Elektrotechnika*, 19(3):51–56, 2013.
- Stefan Thorn, K Sjøgaard, LAC Kallenberg, Leif Sandsjö, G Sjøgaard, HJ Hermens, R Kadefors, and M Forsman. Trapezius muscle rest time during standardised computer work—a comparison of female computer users with and without self-reported neck/shoulder complaints. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(4):420–427, 2007.
- Jože Trontelj, J Jabre, and Marjan Mihelin. Needle and wire detection techniques. *Merletti, R. and Parker, P. Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications. USA. IEEE Press. Wiley-Interscience*, pages 27–46, 2004.
- ML Uhrich, RA Underwood, JW Standeven, NJ Soper, and JR Engsborg. Assessment of fatigue, monitor placement, and surgical experience during simulated laparoscopic surgery. *Surgical endoscopy*, 16(4):635–639, 2002.
- KB Veiersted, RH Westgaard, and P Andersen. Pattern of muscle activity during stereotyped work and its relation to muscle pain. *International archives of occupational and environmental health*, 62(1):31–41, 1990.
- Carolina Júlia Félix Vila-Chã. *Tese de Programa Doutoral em Engenharia Biomédica*. PhD thesis, Universidade do Porto, 2011.
- W Wallinga, SL Meijer, MJ Alberink, M Vlieg, ED Wienk, and DL Ypey. Modelling action potentials and membrane currents of mammalian skeletal muscle fibres in coherence with potassium concentration changes in the t-tubular system. *European Biophysics Journal*, 28(4):317–329, 1999.
- Hitten P Zaveri, William J Williams, Leonidas D Iasemidis, and J Chris Sackellares. Time-frequency representation of electrocorticograms in temporal lobe epilepsy. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 39(5):502–509, 1992.